

# Untersuchungen von Komponenten akustisch evozierter Potentiale an schwerhörigen Industriearbeitern

---

**Dissertation**  
**zur Erlangung des akademischen Grades**

doctor medicinae (Dr. med.)

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät  
der Friedrich-Schiller-Universität Jena**

**von Markus Engelmann**  
**geboren am 16.11.1985 in Rodewisch**

## **Gutachter**

**1. Prof. Dr. med. Frank Richter, Jena**

**2. Prof. Dr. med. Hans-Christoph Scholle, Jena**

**3. Prof. Dr. med. Stefan Plontke, Halle**

**Tag der öffentlichen Verteidigung: 06.11.2012**

## Abkürzungsverzeichnis

AEP	-	akustisch evoziertes Potential
AUC	-	area under curve
BERA	-	brainstem electrical response audiometry
BGN	-	Berufsgenossenschaft Nahrungsmittel & Gaststätten
CERA	-	cortical evoked response audiometry
DPOAE	-	Distorsionsproduktemissionen
ECochG	-	Elektrocochleographie
EEG	-	Elektroenzephalographie/Elektroenzephalogramm
ERA	-	evozierte Reaktionsaudiometrie
FAEP	-	frühes akustisch evoziertes Potential
FFT	-	fast Fourier transformation
IHC	-	innere Haarzellen
MAEP	-	mittleres akustisch evoziertes Potential
MMN	-	mismatch negativity
OAE	-	otoakustische Emissionen
OHC	-	äußere Haarzellen
PAF	-	peak alpha frequency
SAEP	-	spätes akustisch evoziertes Potential
TEOAE	-	transitorisch evozierte otoakustische Emissionen

## Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	IV
1 Einleitung	- 1 -
2 Grundlagen	- 3 -
2.1 Anatomie und Physiologie des Transduktionsvorgangs	- 3 -
2.2 Bestimmung der Hörleistung	- 6 -
2.2.1 Subjektive Methoden	- 7 -
2.2.1.1 Stimmgabelprüfungen	- 7 -
2.2.1.2 Reintonaudiometrie	- 7 -
2.2.2 Objektive Methoden	- 9 -
2.2.2.1 Otoakustische Emissionen	- 9 -
2.2.2.2 Evozierte Reaktionsaudiometrie	- 10 -
2.3 Schwerhörigkeit	- 15 -
2.3.1 Lärmschwerhörigkeit	- 16 -
2.3.2 Lärmschwerhörigkeit als Berufskrankheit	- 17 -
3 Ziele der Arbeit	- 19 -
4 Methodik	- 20 -
4.1 Probanden	- 20 -
4.2 Stimuli	- 20 -
4.2.1 Dreiklänge	- 20 -
4.2.2 Industriegeräusche	- 21 -
4.3 Versuchsaufbau	- 21 -
4.3.1 Stimuluspräsentation	- 22 -
4.3.2 Ableitung der AEP	- 23 -
4.3.3 Messung des EEG-Signals	- 25 -

4.4	Versuchsablauf	- 26 -
4.4.1	Probandeninstruktion	- 26 -
4.4.2	Versuchsdurchführung	- 26 -
4.4.2.1	Erste Serie, berufsfremde Reize	- 27 -
4.4.2.2	Zweite Serie, berufsspezifische Reize	- 27 -
4.5	Auswertung	- 28 -
4.5.1	Verarbeitung der EEG-Rohdaten	- 28 -
4.5.1.1	Artefaktkorrektur	- 28 -
4.5.1.2	Filterung	- 29 -
4.5.2	Analyse der AEP	- 29 -
4.5.2.1	Segmentation	- 29 -
4.5.2.2	Baseline Correction	- 29 -
4.5.2.3	Mittelung	- 29 -
4.5.2.4	Peak Detection	- 30 -
4.5.2.5	Untersuchungen zur MMN	- 31 -
4.5.3	Frequenzspektralanalyse	- 32 -
5	Ergebnisse	- 35 -
5.1	Audiometrie	- 35 -
5.2	EEG – Rohdaten	- 37 -
5.3	Peak-Analyse der späten AEP-Komponenten	- 39 -
5.3.1	N1	- 40 -
5.3.2	P2	- 40 -
5.3.3	MMN	- 41 -
5.3.3.1	Paradigma 1, erste Testreihe	- 41 -
5.3.3.2	Paradigma 2, zweite Testreihe	- 42 -
5.4	Frequenzspektrenanalyse	- 43 -

5.4.1	Peak-Analyse	- 44 -
5.4.2	Analyse des Leistungsspektrums des EEG	- 45 -
5.5	Vergleich zwischen Musikern und Industriearbeitern	- 47 -
5.5.1	Vergleichende Peak-Analyse	- 47 -
5.5.2	Vergleich der MMN	- 50 -
5.5.3	Zusammenfassung der Ergebnisse	- 51 -
6	Diskussion	- 52 -
7	Schlussfolgerungen	- 58 -
Literatur- und Quellenverzeichnis		

## **Zusammenfassung**

Lärmschwerhörigkeit ist in der Bundesrepublik Deutschland die am häufigsten anerkannte Berufskrankheit. Die Betroffenen zeigen einen Hochtonverlust im Bereich von 3 bis 6 kHz. Dieser überschneidet sich mit dem Hauptsprachbereich, so dass das Führen eines Telefonats oder die Filterung der Stimme eines Gesprächspartners in einer Gesellschaft Schwierigkeiten bereitet. Eine chronische Lärmschwerhörigkeit wird durch Schallpegel von 85 dB(A) und größer mit einer Dauer von acht Stunden pro Tag ausgelöst. Der Schutz der Arbeitnehmer ist seit März 2007 in der Lärm- und Vibrations-Arbeitsschutzverordnung gesetzlich geregelt. Als unterer Auslösewert bei Lärm ist ein Tageslärmexpositionspegel von 80 dB(A) über 8h bzw. ein Spitzenschalldruckpegel von 135 dB(A) festgelegt. Die oberen Auslösewerte liegen bei 85 dB(A) über 8h bzw. bei 137 dB(A) Spitzenschalldruck. Wird an einem Arbeitsplatz der untere Auslösewert überschritten, ist der Arbeitgeber zur Bereitstellung von Gehörschutz verpflichtet; bei einer Überschreitung der oberen Auslösewerte hat er Sorge zu tragen, dass die Arbeitnehmer diese auch einsetzen. Allerdings wird das Angebot nicht von allen Arbeitnehmern angenommen, da sie meinen, dass das Tragen von Gehörschutz sie in ihrer Arbeit persönlich beeinträchtigt oder die Ausführung der Tätigkeit erschwert. So fühlen sich Berufsmusiker nicht in der Lage, Töne richtig wahrzunehmen und Industriearbeiter erkennen Fehlgeräusche ihrer Maschinen nicht ausreichend. Ohne Gehörschutz fühlen sich beide Gruppen im Erkennen von Fehlgeräuschen sehr sicher, was im Widerspruch zur Hörleistung im Alltag steht. Die vorliegende Arbeit befasst sich mit dieser Diskrepanz. Unter der Zielstellung „Werden berufsspezifische akustische Signale im auditorischen System trainierter Probanden anders verarbeitet?“ wurde eine Gruppe lärmschwerhöriger Industriearbeiter in Hinblick auf ihre kortikale Reaktion auf berufsspezifische akustische Stimuli untersucht und mit einer Gruppe lärmschwerhöriger Berufsmusiker verglichen. Im Mittelpunkt der Untersuchungen stand die Ableitung eines EEGs mit Analyse der späten Komponenten von akustisch evozierter Potentiale sowie des Leistungsspektrums. 20 Arbeiter mit anerkannter Lärmschwerhörigkeit aus dem Bereich der Getränkeindustrie hörten als Stimuli reine

und verstimmte Klavierakkorde ab c3, deren Frequenz im Bereich der Schwerhörigkeit lag. Die Stimuli wurden in zwei Paradigmen appliziert. Im ersten waren einzelne verstimmte Dreiklänge unter eine große Zahl reiner Akkorde gestreut worden, im zweiten wurde die Aufteilung vertauscht. Nach randomisierter Zuordnung der Probanden zum Paradigma erfolgte die Applikation der Stimuli nach dem von Näätänen beschriebenen passiven Oddball-Paradigma. In einer zweiten Serie hörten die Industriearbeiter das kontinuierliche Geräusch der Flaschenwaschmaschine, die sie größtenteils bedienen. Diese Audiospur wurde zunächst im Originalton appliziert. Anschließend hörten die Probanden sie mit kurzen Sinustönen überlagert, die den Klang einer beschädigten Flasche simulierten. Das EEG wurde hinsichtlich seines Leistungsspektrums analysiert. Alle Messungen fanden in den Räumen des Instituts für Physiologie in Jena bzw. der Berufsgenossenschaft Nahrungsmittel und Gaststätten in Erfurt statt. Die Töne wurden im freien Schallfeld für alle Probanden überschwellig mit 65 dB(A) appliziert. Die Aufzeichnung eines 30-Kanal-EEGs sowie eines EKG-Kanals erfolgte mittels Hard- und Software der Firma BrainVision München. Die Auswertung der AEP-Antworten zeigt, dass in beiden Paradigmen signifikant eine Mismatch Negativity nachzuweisen ist. Bei der N1/P2-Komponente sind keine signifikanten Unterschiede zwischen reinen und verstimmten Dreiklängen erkennbar. Diese Daten wurden mit einer Messserie mit identischem Aufbau, Ablauf und Paradigmen verglichen, die sich mit zehn lärmschwerhörigen Berufsmusikern beschäftigte. Auch bei ihnen war in beiden Paradigmen eine signifikante Mismatch Negativity nachweisbar. Zwischen den AEPs nach reinen und verstimmten Akkorden fanden sich signifikante Unterschiede. Des Weiteren traten N1- und P2- Komponenten bei Musikern signifikant früher als bei den Industriearbeitern auf. Die Industriearbeiter zeigten im Leistungsspektrum des EEGs in Antwort auf das Maschinengeräusch einen Peak im Alpha-Band, der im Falle der mit Störgeräuschen versehenen Tonspur bei einer signifikant höheren Frequenz auftrat. War das applizierte Geräusch mit Störungen überlagert, stellte der Frequenzbereich von 12-14 Hz einen signifikant größeren Anteil dar. Subjektiv war es den Industriearbeitern trotz ihrer Schwerhörigkeit möglich, Störgeräusche in ihren Maschinen zu erkennen, während



es ihnen nicht gelang, verstimmte Akkorde von reinen abzugrenzen. Hiermit hatten die schwerhörigen Musiker keinerlei Probleme und konnten alle verstimmt Akkorde benennen. Die gemessenen Parameter bestätigen diesen subjektiven Eindruck. Die Ergebnisse der Arbeit verdeutlichen, dass berufsspezifische Reize anders verarbeitet werden als normale. Trotz Schwerhörigkeit gelang es beiden Gruppen, Störtöne in ihren vertrauten Geräuschen zu identifizieren. Objektiv zeigten sich Änderungen in der kortikalen Verarbeitung. Daraus lässt sich schließen, dass Training von spezifischen Tönen die akustische Wahrnehmung bei Schwerhörigkeit beeinflussen kann.

# 1 Einleitung

„Es gibt vielerlei Lärm. Aber es gibt nur eine Stille.“

*Kurt Tucholsky (1890-1935)*

*deutscher Journalist und Schriftsteller*

Eine häufige Ursache für eine Hörminderung im Laufe des Lebens ist Lärm. Der Begriff „Lärm“ entwickelte sich aus dem italienischen „all’arme“ – „Zu den Waffen“. Um die Leute bei Gefahr zu warnen, wurde früher mittels lauten Geräuschen Aufmerksamkeit erregt. Aus dem frühneuhochdeutschen „larman“ für Geschrei entwickelte sich mit der deutschen Sprache das Wort „Lärm“.

Der Duden bezeichnet als Lärm laute, durchdringende Geräusche, die als störend und unangenehm empfunden werden (Bibliographisches Institut & F. A. Brockhaus 2009).

Aus dieser Definition wird ersichtlich, dass Lärm sehr individuell geprägt sein kann. Ist es für den Heranwachsenden gute Heavy-Metal-Musik, empfinden es die meisten Eltern wohl eher als unangenehmen Krach. Auch das wohlige Gefühl beim Geräusch von Flugzeugmotoren, welches Reinhard Mey in seinem bekannten Schlager „Über den Wolken“ beschreibt, wird wohl kaum der Besitzer eines Gartengrundstückes in Berlin Schönefeld nachvollziehen können. Lärm tritt in vielen unterschiedlichen Formen auf. Trotz deren subjektiv unterschiedlicher Empfindung ist allen eines gemein – ihre Wirkung auf den menschlichen Organismus. Neben der schädlichen Wirkung hoher Schalldrücke auf die Ohren als Folge seiner physikalischen Eigenschaften, vermag Lärm durch eine Störung des Cortison-Haushalts des Körpers vielfältige Störungen wie arterielle Hypertonie, Herz-Kreislauf-Erkrankungen, Myokardinfarkte oder Magengeschwüre auslösen (WHO, 2011).

Als ich am 11.03.2011 die Ergebnisse dieser Arbeit auf dem Jahreskongress der DGA vorstellte, trat im Anschluss an meine Darlegungen eine Zuhörerin an mich heran, um mir eine Anekdote aus dem Leben ihres Vaters zu berichten. Dieser war seinerzeit Veterinär. Er hatte im Laufe seines Lebens eine Schwerhörigkeit entwickelt. Eines Tages wurde er zur Untersuchung einer Kuh gerufen. Wenn Rinder einen Fremdkörper verschlucken, kann dieser die Magenstrukturen durchwandern, den Herzbeutel reizen und zu einer Perikarditis führen. Neben der klinischen Symptomatik eines chronischen Herzversagens können auskultatorisch zusätzliche Herztöne auftreten. Der besagte Tierarzt meinte, bei der Kuh solche Geräusche wahrzunehmen, war sich aber aufgrund seiner Schwerhörigkeit nicht sicher und bat einen jüngeren, hörgesunden Kollegen um Hilfe. Dieser konnte die pathologischen Töne nicht bestätigen und so erfolgte keine Behandlung des Tieres auf Perikarditis. Nachdem das Rind wenige Zeit später gestorben war, fand man bei der Obduktion im Herzbeutel einen Fremdkörper.

Der ältere, schwerhörige Arzt hatte den zusätzlichen Ton trotz seiner Hörminderung erkannt. Durch seine Erfahrung im Hören von Herztönen hatte er einen Vorteil gegenüber dem jungen Arzt. Selbst seine Schwerhörigkeit konnte diesen nicht mindern. Es stellt sich die Frage, ob das menschliche Gehirn akustische Signale lernen kann und somit auch die Schwerhörigkeit beeinflusst.

Die Auswirkungen des Lärms auf das Hörorgan und eine Untersuchung, inwiefern der menschliche Körper in der Lage ist, durch Training eine Schwerhörigkeit zu kompensieren, stehen im Mittelpunkt dieser Arbeit.

## 2 Grundlagen

### 2.1 Anatomie und Physiologie des Transduktionsvorgangs

Das Gehörsystem ist ein Sinnesorgan und dient dem Menschen zur Kommunikation mit seiner Umwelt. Es besteht aus dem Ohr und den im Stamm- und Großhirn gelegenen auditiven Reizverarbeitungszentren.

Der adäquate Reiz für das Ohr ist der Schall, eine longitudinale Welle, die die Information eines akustischen Signals trägt. Trifft eine solche Welle auf das Ohr, wird sie durch die trichterförmige Bauweise der Ohrmuschel gebündelt und über den äußeren Gehörgang zum Trommelfell geleitet. Die funktionale Wandkonstruktion des äußeren Gehörgangs sorgt dafür, dass Wellen mit einer Frequenz von 2 - 4 kHz durch Resonanzeffekte verstärkt werden. Dieses Frequenzspektrum stellt den Hauptsprachbereich des Menschen dar, was den Sinn der selektiven Verstärkung erklärt. Trifft der ankommende Schall auf das Trommelfell, wird es in Schwingungen versetzt, der angewachsene Hammer nimmt diese auf und überträgt sie über Amboss und Steigbügel auf das ovale Fenster. Die Gehörknöchelchenkette fungiert als Impedanzwandler zwischen dem luftgefüllten äußeren Ohr und dem flüssigkeitsgefüllten Innenohr. Ohne Mittelohr würde der Schall aufgrund des hohen Schallwellenwiderstands von Flüssigkeiten am ovalen Fenster zu 98 % reflektiert werden. Zwei Mechanismen sorgen für eine bessere Übertragung: Die Gehörknöchelchen wirken als Hebel, wodurch die Steigbügelplatte auf das ovale Fenster eine größere Kraft ausübt als die Luft auf das Trommelfell. Der zweite Mechanismus basiert auf der im Vergleich zum Trommelfell flächenkleineren Steigbügelplatte. Da Druck gleich Kraft geteilt durch Fläche gilt, wird hierdurch eine Drucksteigerung erreicht. Die Übertragung des Schalls wird außerdem durch die Mittelohrmuskeln beeinflusst. Sie sind in der Lage, den Schalldruck abzuschwächen. Der M. tensor tympani spannt bei Kontraktion das Trommelfell und verstärkt so den Widerstand gegen Schallwellen; der M. stapedius zieht die Steigbügelplatte vom ovalen Fenster weg, wodurch die Übertragung des Drucks gesenkt wird.

Kontraktionen dieser Muskeln werden von Schallintensitäten von mehr als 80 dB sowie reflektorisch vor einer Vokalisation ausgelöst. Die Druckbewegungen am ovalen Fenster bewirken eine Wellenbewegung der Basilarmembran. Diese Wanderwelle breitet sich bis zum Helikotrema mit einer konstanten Amplitude aus und erreicht an einem frequenzspezifischen Ort eine deutlich größere Auslenkung. Grundlage dieses Schwingungsverhaltens ist die vom Stapes zum Helikotrema im Verhältnis 100:1 abnehmende Steife der Basilarmembran (Klinke R, Silbernagl S und Bauer C 2001). Der Ort des Amplitudenmaximums ist abhängig von der Frequenz des verursachenden Schalls. Hohe Frequenzen führen zu einem Maximum in Nähe des Stapes, niedrige Frequenzen in Nähe des Helikotremas. Man spricht hier vom Ortsprinzip. Zur Feinregulierung existiert ein zusätzlicher Mechanismus, der die Wanderwelle verstärkt und die Frequenzselektivität verbessert. Die Stereozilien der äußeren Haarzellen werden im Maximumbereich der Welle am stärksten abgebogen. Es wird eine Öffnung von Transduktionskanälen verursacht, in Folge derer die äußeren Haarzellen aktive, oszillierende Bewegungen durchführen, die die Wanderwelle lokal verstärken. Durch das erhöhte Schwingungsverhalten werden die Stereovilli der inneren Haarzellen abgebogen und ein Rezeptorpotential entsteht. Die daraus resultierende Transmitterausschüttung sorgt für die Erregung des Hörnervs. In den Haarzellen ausgelöste Erregungen werden über afferente Nervenfasern zum zentralen Nervensystem geleitet. Der Großteil der Afferenzen (90-95%) stammt von den inneren Haarzellen, nur 5-10 % gehen von den äußeren Haarzellen aus (Raphael Y und Altschuler RA 2003). Haarzellen besitzen keine Nervenfortsätze und zählen somit zur Gruppe der sekundären Sinneszellen. Dendritische Fortsätze der bipolaren Neuronen des im Zentrum der Cochlea sitzenden Ganglion spirale leiten die Erregungen mit ihren den N. cochlearis bildenden Axonen in die Nuclei cochleares anterior und posterior, die im Hirnstamm auf Höhe des kranialen Anteils der Medulla oblongata liegen. Von dort werden die Informationen auf drei Bahnen weitergeleitet. Über die seitliche Schleifenbahn (Lemniscus lateralis) läuft der Großteil der Fasern. Die Bahn führt über den Colliculus inferior der Vierhügelplatte und das Corpus geniculatum medialis, wo jeweils Umschaltungen erfolgen, zur kontralateralen Hörrinde.

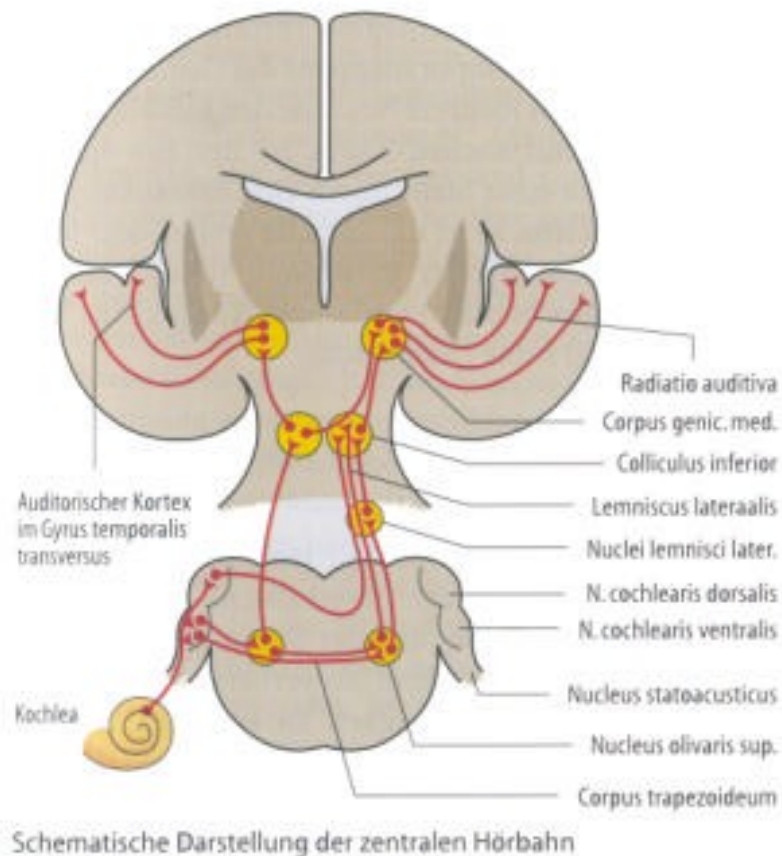


Abb. 2.1: Darstellung der zentralen Hörbahn  
(nach Zenner, 1997)

Die restlichen Informationen laufen über jeweils einen Strang zu ipsilateralem und kontralateralem Olivenkern und von dort ebenfalls über Colliculus inferior und Corpus geniculatum medialis zum auditorischen Cortex. Informationen eines Ohres erreichen sowohl die ipsilaterale als auch die kontralaterale Hörrinde. Die Abbildung 2.1 verdeutlicht schematisch den Aufbau der Hörbahn. Der Bereich der Großhirnrinde, der der Verarbeitung und dem Bewusstwerden von akustischen Reizen dient, wird als Hörrinde bezeichnet. Der primäre auditive Cortex (Brodmann-Area 41) liegt in der Heschlschen Querwindung, dem Gyrus temporalis transversus. Die sekundären Areale (Brodmann-Area 42 und 22) sind gürtelförmig darum angeordnet. Mikroarchitektonisch handelt es sich um einen sechsschichtigen Isocortex.

Die Frequenzzusammensetzung eines Schallreizes wird auf zwei Weisen an das Gehirn gemeldet. Die spektralen Komponenten werden auf Grundlage des oben beschriebenden Ortsprinzips durch die Erregung bestimmter Nervenfasern repräsentiert. Der zweite Mechanismus basiert auf dem zeitlichen Muster der Aktionspotentiale. Die Öffnung der Transduktionskanäle erfolgt lediglich in der Aufwärtsbewegung der Basilarmembran und deshalb sind auch Transmitterausschüttung und Aktionspotentialgenerierung an diese Periodizität gekoppelt. Die Zeitpunkte der Erregungen hängen somit direkt von den Schwingungen des Schallreizes ab. Das zeitliche Muster der Aktionspotentiale wertet das Gehirn aus. Dieses als Periodizitätsanalyse bezeichnete Prinzip arbeitet bis mindestens 5 kHz und spielt eine große Rolle für die Bildung von Tonhöheempfindungen. Zusätzlich zur afferenten Bahn existieren Efferenzen vom Cortex zur Cochlea. Diese Fasern verlaufen im zuerst von Rasmussen beschriebenen Olivocochleären Bündel (Rasmussen GL 1946) gekreuzt und ungekreuzt vom oberen Olivenkomplex zu den Haarzellen. Der größte Teil erreicht das basale Ende der äußeren Haarzellen, die restlichen bilden Synapsen mit afferenten Fasern, die von inneren Haarzellen ausgehen.

Weitere Informationen finden sich in der einschlägigen Literatur (Pickles JO 2008, Hellbrück J 1993, Klinke R, Silbernagl S, und Bauer C 2001, Zenner HP 1994).

## **2.2 Bestimmung der Hörleistung**

Zur Überprüfung der Hörleistung haben sich viele Methoden etabliert. Man unterscheidet zwischen subjektiven Verfahren, für die eine aktive Mithilfe des Probanden erforderlich ist, und objektiven Verfahren, bei denen diese nicht benötigt wird.

## 2.2.1 Subjektive Methoden

### 2.2.1.1 Stimmgabelprüfungen

Als fester Bestandteil von HNO-ärztlichen Untersuchungen stellen die Stimmgabelversuche nach Rinne und Weber den ersten Zugang zur Überprüfung der Hörleistung dar.

Sie zählen zu den klassischen subjektiven Verfahren und sollen der Vollständigkeit halber genannt werden, spielen aber im Rahmen dieser Arbeit keine Rolle.

### 2.2.1.2 Reintonaudiometrie

Mit der Reintonaudiometrie beschreibt man die subjektive frequenzabhängige Hörschwelle eines Patienten bzw. Probanden. Diesem werden über Kopf- und Knochenleitungshörer (ggf. Gegenohr vertäubt) Töne in steigender Lautstärke (5 dB-Schritte) offeriert, bis der Untersuchte beim Hören des Tones ein vereinbartes Signal gibt. Der Vorgang wird mit jeder Frequenz (von 125 – 8.000 Hz, bzw. bis 16.000 Hz bei Hochtonaudiometrie) wiederholt und der jeweils festgestellte Dezibelwert in eine vorgegebene Tabelle eingetragen. Die Messungen müssen in einem schallarmen Raum erfolgen. Außerdem ist die Mitarbeit des Patienten wichtig, weswegen das Reintonaudiogramm bei kognitiv eingeschränkten Patienten sowie der Simulation

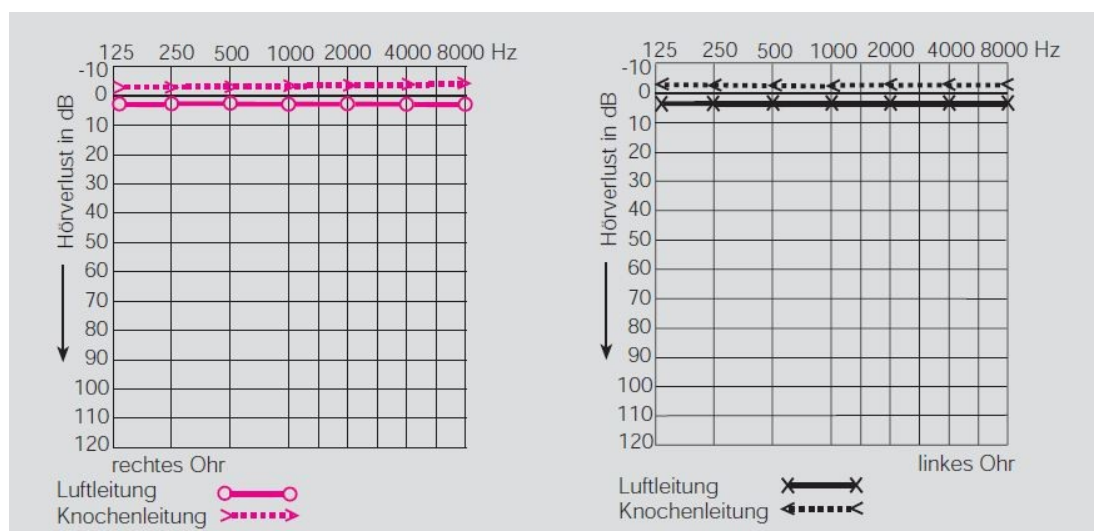


Abb. 2.2: Normales Tonaudiogramm beider Ohren  
(nach Berghaus 1996)



verdächtigten Patienten nur eingeschränkt nutzbar ist. Das Ergebnis ist die so genannte Hörkurve, die in ihrer Abweichung von der Norm Aussagen über Symptome oder sogar Ursachen von Hörstörungen liefern kann. Liegen die Kurve für Luft- und Knochenleitung ohne Hörverlust eng beieinander, spricht man von einem Normalbefund (Abbildung 2.2). Befindet sich die Luftleitungskurve unterhalb der Knochenleitungskurve, liegt eine Schallleitungsschwerhörigkeit vor. Wenn beide Kurven einen Hörverlust anzeigen, geht man von einer Schallempfindungsschwerhörigkeit aus. Von einer kombinierten Schwerhörigkeit spricht man, wenn sich die Knochenleitungshörschwelle schlechter als normal, die Luftleitungshörschwelle jedoch noch schlechter darstellt. Um eine Hörschwellenverschiebung, wie sie bei einer Schallempfindungsschwerhörigkeit auftritt, zu objektivieren, eignet sich die Reintonaudiographie sehr gut. Im Falle einer Lärmschwerhörigkeit sind aufgrund der Wirkung des Lärms beide Ohren gleichermaßen betroffen. Zu Beginn zeigt sich eine typische Senke bei 4.000 Hz, die sogenannte c5-Senke (Dieroff HG 1994, Ulrich J und Hoffmann E 2007). Abbildung 2.3 zeigt diesen Befund. Im weiteren Verlauf wird die Senke tiefer und breiter, was eine Erweiterung des Hörschadens auf tiefere und höhere Frequenzen bedeutet. Häufiger ist dies im hochfrequenten Bereich der Fall und kann bis zu einer Hochtontaubheit führen (Sataloff RT und Sataloff J, 2005).

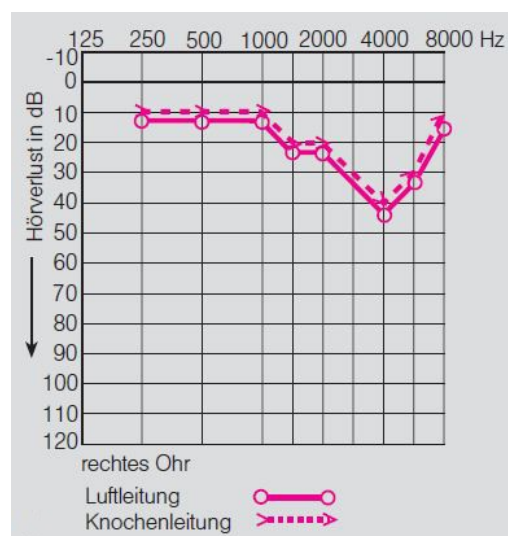


Abb. 2.3: Tonaudiogramm des rechten Ohres mit c5-Senke.  
Maximaler Hörverlust bei 4 kHz von ca. 45 dB  
(nach Berghaus 1996)

Der Hochtonverlust kann ebenso als charakteristisches Merkmal der Presbyakusis auftreten. (Ulrich J und Hoffmann E 2007, Gratton 2003)

Um eine differenzierte Darstellung der Ursachen des Hörverlustes vorzunehmen, bedarf es weiterer Untersuchungen. Mithilfe der Reintonaudiometrie kann die Schwerhörigkeit sehr gut beurteilt werden, durch erweiternde Maßnahmen lassen sich die Aussagen noch verfeinern.

Es existieren noch eine Vielzahl weiterer subjektiver Untersuchungsmethoden. Da sie für diese Arbeit keine weitere Relevanz besitzen, sei an diesem Punkt lediglich auf die Literatur verwiesen. (Boenninghaus HG und Lenarz T 2007, Probst R und Rosanowski F 2008, Reiß M 2009)

## **2.2.2 Objektive Methoden**

### **2.2.2.1 Otoakustische Emissionen**

Der Begriff Otoakustische Emissionen bezeichnet akustische Aussendungen des Innenohres, die mit einem empfindlichen Mikrophonsystem nachgewiesen werden können (Plinkert PK und Zenner HP 1992). Sie treten spontan auf oder werden mittels akustischer Reize evoziert (Berghaus A 1996). Der Nachweis der OAEs gibt Auskunft über den Zustand von vitalen äußeren Haarzellen. Aufgrund der Feinabstimmungsfunktion dieser Zellen ist das Testverfahren sehr wichtig für die Früherkennung von Innenohrschäden und gehört zur audiometrischen Testbatterie (Dieroff HG 1994). Man unterscheidet spontane und evozierte otoakustische Emissionen. Spontane OAE treten ohne einen äußeren, akustischen Reiz auf. Nach derzeitigem Kenntnisstand haben sie keine klinische Bedeutung (Berghaus A 1996). Evozierte OAEs entstehen durch Stimulation mit unterschiedlichen Reizen und lassen sich wie folgt einteilen:

Transitorisch evozierte otoakustische Emissionen (TEOAE)

TEOAEs werden durch Klicks ausgelöst und weisen ein breitbandiges Spektrum auf. Sie sind die Summe der Emissionen aus einem weiten Bereich der Cochlea. So kann

man mit einem Messvorgang nahezu alle Frequenzen erfassen. Beträgt der Hörverlust in einem Bereich mehr als 30 dB, treten TEOAEs mit geringerer Wahrscheinlichkeit auf. Sie können bei 98 % der normalhörenden Menschen nachgewiesen werden (Probst R, Lonsbury-Martin BL und Martin GK 1991).

#### Distorsionsprodukte (DPOAE)

Reizt man das Ohr mit zwei Sinustönen unterschiedlicher, aber eng benachbarter Frequenzen, entstehen evozierte otoakustische Emissionen, deren Frequenzen nicht in den Primärtönen enthalten sind. Sie werden als Distorsionsprodukte bezeichnet und treten bei allen Normalhörenden auf. Durch eine Verzerrung (Distorsion) entsteht im Innenohr ein Ton mit der Differenz der Frequenzen der zwei dargebotenen Töne. Die Messung der DPOAEs kann jeden Abschnitt der Cochlea frequenzspezifisch prüfen (Berghaus A 1996).

#### Stimulus-Frequenz-Emissionen (SFOAE)

Sie entstehen durch Stimulation mit Dauertönen. Derzeit besitzen sie keine klinische Bedeutung, da die Wertigkeit noch nicht geklärt ist (Berghaus A 1996).

### ***2.2.2.2 Evozierte Reaktionsaudiometrie***

Unter der elektrischen Reaktionsaudiometrie (ERA) werden Verfahren zur Registrierung von akustisch evozierten Potenzialen zusammengefasst. Akustisch evozierte Potenziale sind elektrische Antworten des Hörnervs und des Gehirns, die bei akustischer Reizung auftreten. Entsprechend dem zeitlichen Auftreten nach Reizbeginn unterscheidet man frühe, mittlere und späte akustisch evozierte Potentiale. Entsprechend der Fortleitung des Reizes lassen sich den Antworten die verschiedenen Entstehungsorte im Bereich des Hörnervs, des Hirnstammes, des Mittelhirnes, und der Hirnrinde zuordnen. Abbildung 2.4 gibt eine Übersicht.

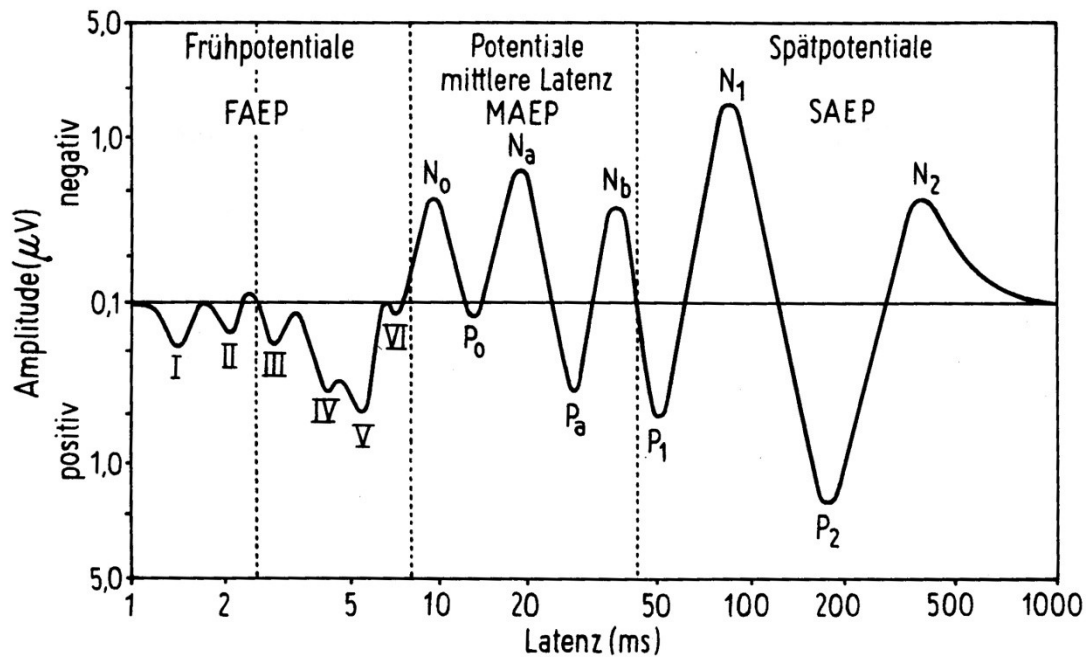


Abb. 2.4: Darstellung eines AEP mit der Einteilung in frühe, mittlere und späte AEPs  
 Bezeichnung der jeweiligen Wellen mit römischen Buchstaben für FAEP bzw. P(positiv) oder  
 N(negativ) für MAEP und SAEP. y-Achse: Spannung in [ $\mu$ V], x-Achse: Latenz in [ms],  
 Stimulus: 0 ms  
 (modifiziert nach Dieroff 1994)

#### 2.2.2.2.1 FAEP

Die frühen akustisch evozierten Potentiale haben ihre Quelle in der Hörbahn zwischen Cochlea und den Kerngebieten im Hirnstamm. Sie treten 0-10 ms poststimulatorisch auf, sind nicht vom Wachheitsgrad beeinflusst und schon bei der Geburt nachweisbar. Das Signal besteht aus sechs positiven Wellen, die nach ihrem Erstbeschreiber Jewett mit J I bis J VI durchnummeriert sind (Jewett DL und Williston JS 1971). Jeder der Peaks repräsentiert eine Struktur des afferenten Schenkels der Hörbahn, beispielsweise steht J I für den distalen Abschnitt des Nervus cochlearis und J V für contralateral in den Lemniscus lateralis eintretende Efferenzen der Olivia superior und das Gebiet unterhalb des Colliculus inferior.

#### 2.2.2.2.2 MAEP

Die mittleren akustisch evozierten Potentiale wurden erstmals durch Geisler 1958 beschrieben (Geisler CD, Frishkopf LS und Rosenblith WA 1958). Sie treten 10-80 ms nach einem akustischen Reiz auf. Sie stammen mit ihren ersten Anteilen aus dem

Lemniscus lateralis, mit nachfolgenden aus den auditorischen Feldern des Thalamus und der primären kortikalen Projektion sowie aus Muskeln des Nackens und der Retroaurikularregion (Lehnhardt E, Laszig R und Hesse G 2009). Anders als bei den FAEPs werden nicht nur die Maxima bezeichnet (mit „P“ wie positiv), sondern auch die Minima („N“ wie negativ). Die Peaks der MAEP werden durch natürlichen Schlaf, Sedierung und Narkose beeinflusst (Lehnhardt E, Laszig R und Hesse G 2009), weshalb Neuromonitoring in der Anästhesie das Hauptanwendungsgebiet dieser Untersuchungstechnik darstellt.

#### 2.2.2.2.3 SAEP

Als späte kortikale Reizantworten werden diejenigen verstanden, die nach einer Latenzzeit von 100 ms und mehr in Anschluss an einen akustischen Reiz gemittelt werden. Die Entstehung dieser Spätpotentiale läuft im Bereich bis zu 500 ms ab (Dieroff HG 1994). Latenz und Amplitude der Komponenten sind vom Aufmerksamkeitsgrad, vom Grad der Hirnreifung und vom Alter des Probanden abhängig (Ulrich J und Hoffmann E 2007).

Die SAEPs werden dem primären Hörzentrum zugeordnet und spiegeln die Verarbeitung der physikalischen Reizeigenschaften (z.B. Tonhöhe oder Lautstärke) wider. Sie bestehen bei Erwachsenen typischerweise aus vier Komponenten (P1, N1, P2, N2). Diese entsprechen Spannungen, welche sich zwischen Ableite- und Referenzelektrode auf- und abbauen, d. h. mit teils positiven, teils negativen Peaks. Als endogene Potentiale werden die Komponenten N1, P2 und N2 bezeichnet. Sie sind weniger durch physikalische Eigenschaften des Reizes als vielmehr durch Wachheit und Aufmerksamkeit des Probanden beeinflusst und spiegeln die neuropsychologischen Verarbeitungsprozesse des Reizes wider (Burkard RF 2007).

#### 2.2.2.2.4 Mismatch Negativity

Eine weitere Komponente der AEPs ist die sogenannte Mismatch Negativity. Sie wurde erstmals im Jahr 1978 von Näätänen et al. beschrieben. Die Forschungsgruppe führte damals ein Experiment durch, bei dem den Probanden eine homogene Sequenz von Standardreizen präsentiert wurde, in die einzelne Deviantreize eingestreut waren. Diese traten in zufälliger Folge nach dem sog. Oddball-Paradigma auf (Näätänen R et al. 2004). Der Deviantreiz unterschied sich in mindestens einem Stimulusattribut von dem Standardreiz (Näätänen R et al. 1978, Näätänen R, Simpson M und Loveless NE 1982). Im damals durchgeführten Experiment war es die Frequenz. Beobachtet wurde eine erhöhte Negativierung des AEP auf den veränderten Reiz im Vergleich zum Standardreiz im Bereich ab 100 ms. Dieses Phänomen bezeichneten Näätänen et al. (1978) als Mismatch Negativity (MMN). In Abbildung 2.5 ist die MMN an einem Beispiel gezeigt.

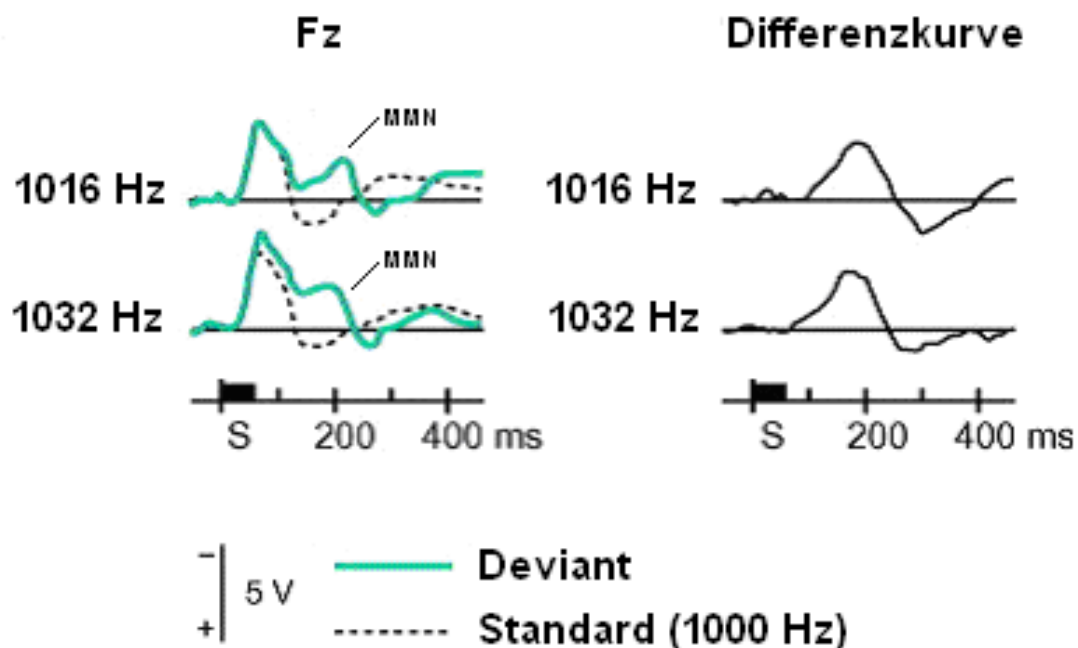


Abb. 2.5: Darstellung der Mismatch Negativity (MMN) im AEP

Die gemittelte Antwort auf den Deviant-Reiz (grün, 20%, 1016 bzw. 1032 Hz) unterscheidet sich deutlich von der gemittelten Antwort auf den Standard-Reiz (gestrichelt, 80%, 1000Hz).

Die Differenzkurve beschreibt den Unterschied der beiden Flächen.

(modifiziert nach Näätänen et al., 2007)

Die Veränderung der Fläche in Antwort auf einen Deviant-Reiz, der sich in seiner Frequenz vom Standard-Reiz unterscheidet, wurde in mehreren Arbeiten gezeigt (Sams M et al. 1985, Näätänen R et al. 1987, Näätänen R et al. 2004).

Eine MMN wird nicht nur durch Veränderungen der Stimulusfrequenz ausgelöst. Mehrere Arbeiten bestätigen, dass die Veränderung unterschiedlicher Stimulusparameter, z.B. Lautstärke, Dauer oder auch Richtung, eine MMN auslösen kann (Kaukoranta E et al. 1989, Paavilainen P et al. 1989, Sams M et al. 1991).

Die Mismatch Negativity wird als eine zeitlich späte AEP-Komponente (ab ca. 170 ms) interpretiert, die die automatische Diskriminierung zwischen physikalisch unterschiedlichen auditorischen Stimuli repräsentiert und die Automatizität des auditiven sensorischen Gedächtnisses widerspiegelt.

#### 2.2.2.2.5 Leistungsspektrum des EEG

Die Wahrnehmung akustischer Signale ist immer an die Aufmerksamkeit des Individuums gekoppelt. Um den Aktivitätszustand eines Menschen zu objektivieren, bedient man sich der Elektroencephalographie. Ein Spontan-EEG weist mehrere bevorzugte Frequenzbereiche auf, die in vier Hauptfrequenzbänder unterteilt werden. Diese Einteilung ist historisch bedingt und orientiert sich an den beobachteten Wachheitszuständen des Probanden während der Ableitung der Signale. Tabelle 2.1 fasst die Frequenzbänder zusammen.

Tabelle 2.1: Frequenzbänder mit Frequenzbereich und jeweiligem Bewusstseinszustand (nach Schandry, 1998)

Frequenzband	Frequenzbereich in [Hz]	Bewusstseinszustand
Delta	0,5-4	tiefer Schlaf
Theta	5-7	Übergang zum Schlaf
Alpha	8-13	wach, entspannt, Augen geschlossen
Beta	14-30	wach, Aktiviertheit

Für die Entstehung der EEG-Rhythmen, speziell des Alpha-Rhythmus', sind Schrittmacherzellen des Thalamus verantwortlich. Diesem ist die *Formatio reticularis* übergeordnet, welche das aufsteigende retikuläre Aktivierungssystem (ARAS) enthält. Erhöht sich in diesem die Aktivität, so wird per Weiterleitung über den Thalamus die Alphaaktivität unterbrochen und es kommt zur Versetzung des Cortex' in einen höheren Aktivierungszustand. Diesen Vorgang bezeichnet man als Desynchronisation oder Alphablokade (Schandry R 1998). Auftreten kann diese beispielsweise beim Öffnen der Augen oder mentalen Anforderungen.

Zur genaueren Untersuchung des EEGs dient die Spektralanalyse. Sie gilt als das klassische Verfahren in der Wellenvermessung von EEG-Signalen. Ein wesentlicher Bestandteil ist die Fourieranalyse, die nichtsinusförmige Signale in Frequenzanteile mit sinusförmiger Struktur zerlegt. In zahlreichen klinischen Anwendungen, insbesondere in der Schlaf- und Epilepsieforschung, konnte gezeigt werden, dass die Spektralanalyse ein zuverlässiges Instrument zur Messung der Grundaktivität wie auch der Ausprägung dominanter Frequenzen darstellt (Ebner A und Bast T 2011).

## **2.3 Schwerhörigkeit**

Liegt eine Minderung des Hörvermögens vor, so spricht man von einer Schwerhörigkeit (Hypakusis). Abhängig vom Ort bzw. der Ursache der Schädigung lässt sie sich in Schallleitungs- und Schallempfindungsschwerhörigkeit einteilen.

Eine Schallleitungsschwerhörigkeit, auch Mittelohrschwerhörigkeit genannt, ist durch eine Störung der Schallübertragung im äußeren oder Mittelohr gekennzeichnet. Als Ursachen kommen Verlegungen des Gehörgangs, z.B. durch Cerumen oder Fremdkörper, entzündliche Prozesse und ihre Folgen (Otitis media, Tubenkatarrh, Narbenzüge im Mittelohr, Paukenerguss, Cholesteatom), Otosklerose oder Traumen (Trommelfellruptur, Felsenbeinfraktur) in Frage. Diagnostisch sprechen bei einseitiger Hörminderung ein negativer Rinne-Test und eine Lateralisation in das betroffene Ohr im Weber-Test für eine Schallleitungsschwerhörigkeit. Im Audiogramm liegt die Luftleitungsschwelle bei



höheren Werten als die Knochenleitungsschwelle. Zur weiteren Befundabklärung können Tympanometrie, Stapediusreflexmessung und Computertomographie herangezogen werden.

Bei einer Schädigung des Innenohrs (z.B. der äußeren Haarzellen) oder in der Hörbahn nachgeschalteter Strukturen entsteht das Bild einer Schallempfindungsschwerhörigkeit. Neben dem Hörverlust kann hierbei das sogenannte Recruitment auftreten. Die Funktion der äußeren Haarzellen liegt in der Verstärkung leisen und der Dämpfung lauten Schalls. Gehen diese Zellen verloren, wird einerseits die Wahrnehmung von leisen Tönen erschwert, andererseits werden lautere Töne eher als störend empfunden. Diese Annäherung von Hör- und Unbehaglichkeitsschwelle wird als Recruitment bezeichnet (Dieroff HG 1994)

Schallempfindungsschwerhörigkeit kann neben genetischen Defekten, raumfordernden Prozessen, Altersdegeneration, Folgen von Infektionen und Intoxikationen, Morbus Menière oder im Rahmen eines Hörsturzes auch durch Schalltraumen entstehen, wie es beispielsweise bei Lärmschwerhörigkeit der Fall ist. Liegt ein einseitiger Befund von Schallempfindungsschwerhörigkeit vor, lateralisiert der Weber-Test zum gesunden Ohr, der Rinne-Test ist positiv. Im Tonaudiogramm sind Luftleitungsschwelle und Knochenleitschwelle gleichmäßig erhöht. Die Unterscheidung zwischen cochleären und retrocochleären Schädigungen erfolgt mit Recruitment-Tests (Fowler-Test, SISI-Test). Mittels otoakustischer Emissionen lassen sich die äußeren Haarzellen auf Funktionalität überprüfen. Für die Kontrolle der übergeordneten Strukturen nutzt man häufig die Methoden der evozierten Reaktionsaudiometrie.

### **2.3.1 Lärmschwerhörigkeit**

Unter Lärmschwerhörigkeit versteht man eine durch chronische Lärmeinwirkung entstandene Schallempfindungsschwerhörigkeit. Ihre Entwicklung ist abhängig von der Expositionsdauer, dem Schalldruckpegel und dessen Anstieg, dem Vorhandensein eventueller Expositionspausen und deren Länge sowie der

individuellen Vulnerabilität des Ohres. In Abhängigkeit von diesen Faktoren kommt es entweder zu einer zeitweisen Schwellenerhöhung im Audiogramm (TTS = temporary threshold shift) oder zu einer ständigen Schwellenerhöhung (PTS = permanent threshold shift). Die chronische Lärmschwerhörigkeit entwickelt sich innerhalb eines Zeitraums von Jahren. Meist findet sich zunächst eine Hochtoninnenohrsenke bei 4 kHz (c5-Senke) mit symmetrischem Befall beider Ohren. Diese c5-Senke wird im weiteren Verlauf breiter und dehnt sich nach den höheren Frequenzen aus. Bis zu diesem Zeitpunkt bemerkt der Patient häufig seine Schwerhörigkeit nicht, da die Sprachdiskrimination nicht beeinträchtigt ist. Schließlich dehnt sich der Hörschaden in den Sprachbereich aus. Zu betonen ist, dass der Lärmpegel mindestens 85 dB(A) betragen muss. Unterhalb dieser Lärmbelastung ist ein lärmbedingter Hörschaden nahezu ausgeschlossen (Strutz Jo und Arndt O 2001). Ausgenommen davon sind Betroffene mit einem so genannten vulnerablen Innenohr (Plontke S und Zenner HP 2004). Größere Hörschäden entstehen bei Personen, die Impulslärm ausgesetzt sind. In einer Untersuchung an 46776 Lärmarbeitern konnten Schwetz et al. (1992) bestätigen, dass bei gleichem äquivalentem Schallpegel Impulslärm eine größere Schädlichkeit aufweist.

Zum aktuellen Zeitpunkt ist Lärmschwerhörigkeit nicht heilbar.

### **2.3.2 Lärmschwerhörigkeit als Berufskrankheit**

Der Begriff der Berufskrankheit wurde erstmalig 1911 in der Reichsversicherungsordnung genannt. Die „Verordnung über Ausdehnung der Unfallversicherung auf gewerbliche Berufskrankheiten“ aus dem Jahr 1925 definierte sie als juristischen Begriff und enthielt die erste Liste mit elf Berufskrankheiten. Wie schon aus der Bezeichnung erkenntlich, ist seit damals die gesetzliche Unfallversicherung zuständig, die Krankenversicherung ist klar davon abgegrenzt. Die Berufskrankheit muss ferner von Arbeitsunfällen und arbeitsbedingten Erkrankungen abgegrenzt werden. Als Berufskrankheit gilt eine Krankheit, die durch die berufliche Tätigkeit verursacht worden ist und in der Liste der anerkannten Berufserkrankungen auftaucht. Die betroffenen Personen weisen durch

ihre Tätigkeit ein deutlich höheres Risiko zur Ausbildung der Krankheit auf als die restliche Bevölkerung. Arbeitsbedingte Erkrankungen bzw. Arbeitsunfälle sind Erkrankungen, die durch Häufung von auch im Alltag möglichen Belastungen am Arbeitsplatz entstehen und somit nicht ursächlich auf die Tätigkeit zurückzuführen sind. Da Berufskrankheiten somit durch ihre Ursache definiert sind, werden sie auch entsprechend dieser klassifiziert. Lärmschwerhörigkeit zählt zu den Krankheiten, die durch physikalische Einwirkungen entstehen. Sie wurde erstmalig 1961 in die Liste der Berufskrankheiten aufgenommen. Im Jahr 2009 entfielen von 14076 anerkannten Fällen von Berufskrankheit 5048 auf Lärmschwerhörigkeit (Gesundheitsberichterstattung des Bundes 2010). Mit einem Anteil von ca. 36% stellt sie die häufigste Berufskrankheit in Deutschland dar. Aufgrund dieser Zahlen sind umfassende Präventionsmaßnahmen nötig. Am 9. März 2007 trat die Lärm- und Vibrationsarbeitsschutzverordnung in der Bundesrepublik in Kraft. Sie wird durch technische Regeln konkretisiert (TRLV). Diese enthalten Vorgaben zur Messung von Lärm und Vibration, der Ermittlung und Bewertung von dadurch erwachsenden Gefährdungen sowie die Ableitung geeigneter Schutzmaßnahmen. Als unterer Auslösewert für Lärm wird in der Verordnung ein 8h-Dauerexpositionspegel von 80 dB(A) und ein Spitzenexpositionspegel von 135 dB(C) festgelegt. Überschreitet ein Arbeitsplatz diesen Wert, ist der Arbeitgeber zur Bereitstellung von Gehörschutz verpflichtet. Der obere Auslösewert liegt bei einem 8h-Dauerexpositionspegel von 85 dB(A) und einem Spitzenexpositionspegel von 137 dB(C). Bei Erreichen dieser Werte muss der Arbeitgeber sicherstellen, dass die Beschäftigten den bereitgestellten Gehörschutz korrekt und dauerhaft anwenden.

### 3 Ziele der Arbeit

Die Lärmschwerhörigkeit nimmt unter den Berufskrankheiten in Deutschland eine besondere Rolle ein. Sie ist die am häufigsten anerkannte und kann schon früh im Arbeitsleben auftreten, was eine langwierige und kostspielige Therapie und Betreuung der Betroffenen nach sich zieht. Zum jetzigen Zeitpunkt gibt es keinen kurativen Therapieansatz.

Wie bereits in mehreren Arbeiten am Tierexperiment nachgewiesen (Emmerich E, Linss V und Richter F 2000; Emmerich E, Linss V und Richter F 2005), verursacht berufsspezifischer Industrielärm irreversible Schäden im Innenohr. Es bleibt jedoch die Frage, welche Veränderungen dieser Lärm im menschlichen Ohr hervorruft und wie sie nachzuweisen sind.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der kortikalen Verarbeitung von berufsspezifischen akustischen Reizen bei lärmschwerhörigen Industriearbeitern und zieht die Ergebnisse von lärmschwerhörigen Berufsmusikern als Vergleich heran. Zur Beantwortung der Fragestellung „Werden berufsspezifische akustische Signale im auditorischen System trainierter Probanden besonders verarbeitet?“ wurden folgende Punkte untersucht:

- I. Unterscheiden sich die AEP – Antworten der Industriearbeiter bei reinen oder verstimmtten Dreiklängen im hochfrequenten Bereich, in dem die Hörminderung vorliegt? Inwiefern unterscheiden sich diese Ergebnisse von denen der Berufsmusiker bei gleicher Stimulation?
- II. Zeigen die Industriearbeiter als Zeichen der Differenzierung von reinen und verstimmtten Akkorden eine Mismatch Negativity?
- III. Verändert sich das Leistungsspektrum des EEGs bei Industriearbeitern, wenn das gewohnte Geräusch einer Maschine mit Störsignalen versehen wird?

## 4 Methodik

### 4.1 Probanden

Die untersuchte Gruppe setzte sich aus 20 Arbeitnehmern der Getränkeindustrie, die eine als Berufskrankheit (BK 2301, [BGBI. I 1997, 2625 - 2626]) anerkannte Lärmschwerhörigkeit aufwiesen, zusammen. Zur Betreuung besuchten sie die Lärmsprechstunde der Berufsgenossenschaft Nahrungsmittel und Gaststätten Erfurt, in deren Rahmen sie über die Studie informiert wurden und bezüglich einer Teilnahme entscheiden konnten. Die Probanden wiesen zum Zeitpunkt der Messung ein Altersspektrum von 38-63 Jahren auf ( $\bar{x} = 50,47$   $\tilde{x} = 51$ ). Es handelte sich um 19 Rechtshänder und einen Linkshänder. Die Studie wurde von der Ethikkommission genehmigt.

Zu Beginn der Messungen lagen von jedem Probanden mehrere in Voruntersuchungen erstellte Reintonaudiogramme vor. Diese wurden von Mitarbeitern der BGN Erfurt erstellt, die in der Technik angelernt worden sind. Zusätzlich führte der Versuchsleiter eine Befragung durch, die die genaue berufliche Tätigkeit, die Freizeitbeschäftigungen hinsichtlich Lärmexposition und musikalischer Vorerfahrung, das Vorhandensein eines Tinnitus aurium, eventuelle familiäre Prädispositionen zu auralen Schäden sowie das subjektive Hörempfinden abdeckte.

### 4.2 Stimuli

#### 4.2.1 Dreiklänge

Als berufsspezifischen Reiz für Musiker standen zwei mittels Synthesizer erzeugte Klavierakkorde in C-Dur zur Verfügung, die mit Hilfe des Tonstudios der Franz Liszt Hochschule für Musik Weimar erstellt und verlustfrei digital als Microsoft \*.wav - Datei kodiert wurden. Neben einem reinen c<sup>3</sup>-Dur-Akkord kam ein im Terzton um +100 cent verstimmter Dreiklang ab c<sup>3</sup> (Akkord in Grundstellung) zum

Einsatz (siehe Abb. 4.1). Nach der Einteilung von Ellis aus dem Jahr 1885 entspricht diese Verstimmung einem Halbtonschritt (Michels U 2001). Das Interstimulusintervall der musikalischen Reize lag minimal bei 3 und maximal bei 6 Sekunden, d.h. in diesen Zeitabständen wurden die Stimuli randomisiert appliziert. Die Zuordnung zum Trigger (akustischer Stimulus, Akkord) für die Aufzeichnung der AEP wurde vor den Versuchsserien auf einen Zeitintervall von 50 ms vor dem Reiz bis 462 ms danach festgelegt. Die Akkorde hatten einen gemessenen Lautstärkepegel von 65 dB SPL.

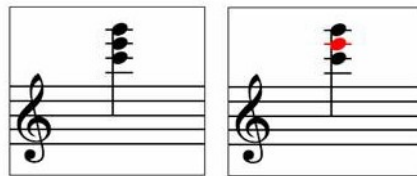


Abb. 4.1 verwendete Dreiklänge; c<sup>3</sup>-Dur-Dreiklang rein (links); c<sup>3</sup>-Dur-Dreiklang mit verstimmtem Terzton (rechts)

#### 4.2.2 Industriegeräusche

Die berufsspezifischen Reize für die Arbeitnehmer der Getränkeindustrie waren Umgebungsgeräusche des Arbeitsplatzes. Die Aufnahme der Geräusche einer Flaschenabfüllung erfolgte in der Braugold-Brauerei Erfurt. Das gewonnene Material wurde verlustfrei in \*.wav-Dateien umgewandelt und zusätzlich mit folgenden Störgeräuschen überlagert:

- Sinuston, 4 kHz, 50 ms
- weißes Rauschen, 50 ms
- Break (Pause), 50 ms

Insgesamt standen vier Audiotracks mit einer Länge von fünf Minuten für die Messungen zur Verfügung. Die Aufnahme und Weiterverarbeitung der Tracks geschah mit Unterstützung der TU Ilmenau.

#### 4.3 Versuchsaufbau

Die Messungen wurden in den Räumlichkeiten der BGN in Erfurt sowie des Instituts für Physiologie I der Universität Jena durchgeführt. Die verwendeten Räume waren

geräuscharm und wurden, um Störeinflüsse zu vermeiden, von außen gekennzeichnet, sodass es während der Messungen nicht zu Störungen kam. Für sämtliche Untersuchungen galt das exakt gleiche Setting. Einen Aufbau des Versuchsplatzes sieht man in Abbildung 4.2. Dieser bestand aus einem Sessel, auf dem der Proband saß, dem System zur Stimuluspräsentation (Stimulationsrechner + Audiosystem), der Technik zur EEG-Ableitung sowie einem Messrechner. Die Lautsprecher waren auf den Probanden gerichtet und hatten einen Abstand von 1,5 m zur Kopfmitte. Ihre Position und die des Sitzplatzes wurden für die spätere Wiederholbarkeit mit Klebeband markiert.

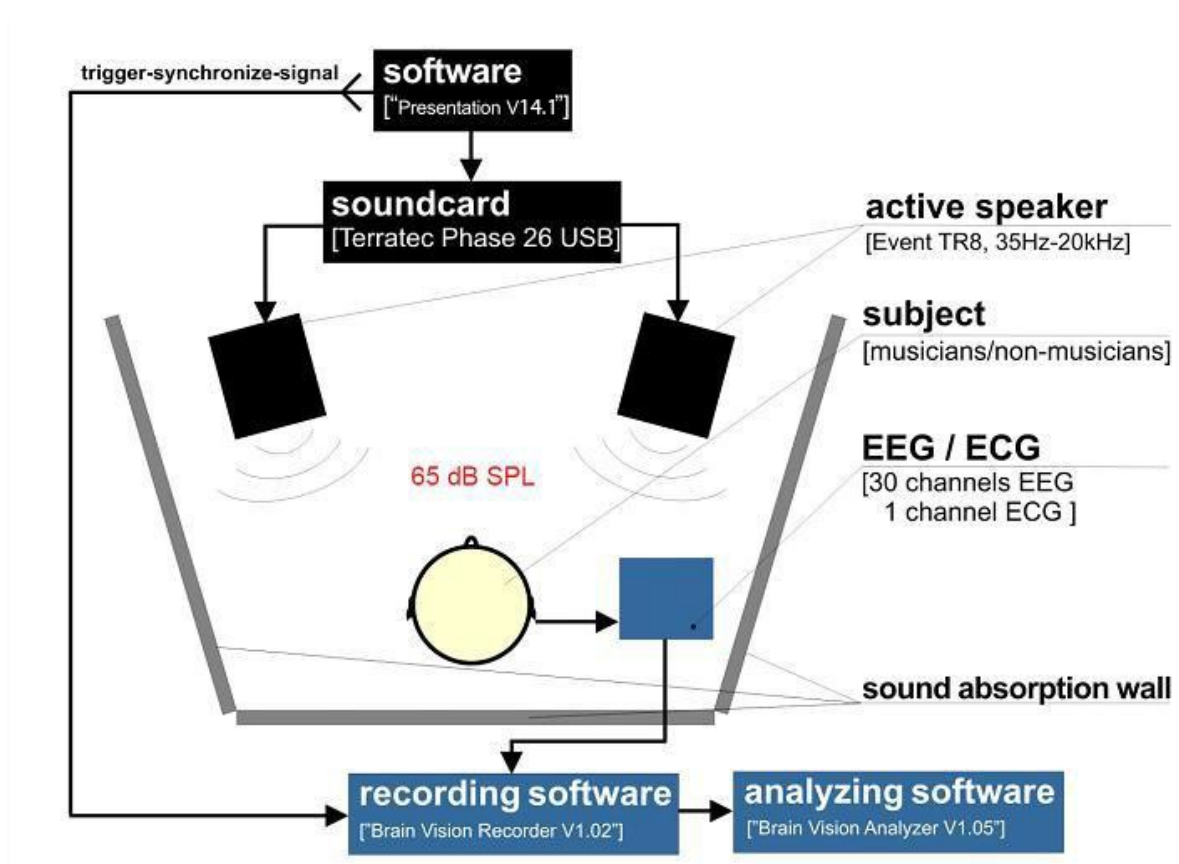


Abb. 4.2: Aufbau des Versuchsplatzes

#### 4.3.1 Stimuluspräsentation

Zum Einsatz kam ein PC des Instituts für Physiologie I der Universität Jena. Der Rechner lief unter dem Betriebssystem Microsoft Windows XP SP3 (Intel Core Duo, Taktfrequenz 2,98 GHz, 3,24 GB RAM) und war in der Lage, über eine Soundkarte

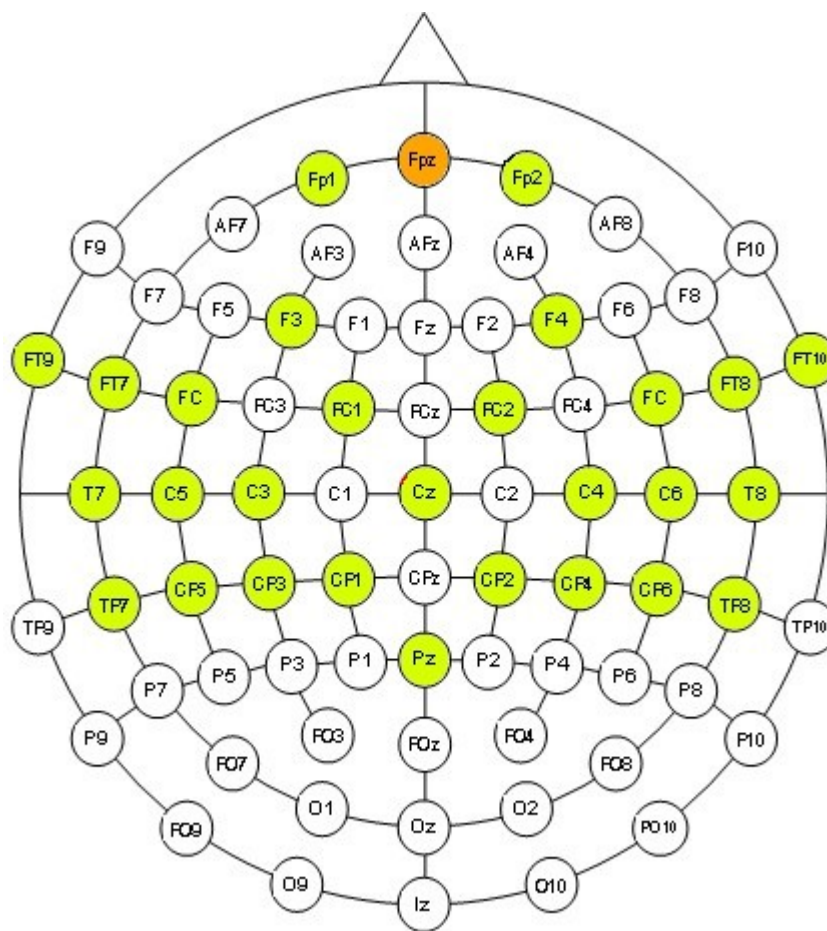
die benötigten Audiodateien anzusteuern und wiederzugeben. Zur Stimulation mit Dreiklängen wurde das Programm „Presentation“ Version 14.1 der Firma Neurobehavioural Systems Inc. (USA) verwendet. Mit seiner Hilfe war es möglich, die diversen Reizsequenzen (siehe Punkt 4.4) zusammenzustellen und mit randomisiertem Interstimulusintervall abzuspielen. Zur Markierung wurde vom Programm ein Trigger an den aufzeichnenden Rechner ausgegeben. Damit war ein reproduzierbarer, identischer Messablauf für jeden Probanden gewährleistet. Für die Stimulation mit Industriegeräuschen wurde der Windows Media Player Version 11 verwendet. Der Stimulationsrechner war mit der externen Soundkarte des Typs TerraTec PHASE 26 USB ausgestattet, über die die Signale zu zwei Lautsprechern der Firma Event (Modell TR8) gesendet wurden, deren Front einen Abstand zur Kopfmittle der Probanden (Frontalebene durch die Gehörgänge) von 1,5 m hatte. Die Applikation erfolgte mit 65 dB SPL.

Die Probanden saßen während der Messungen auf einem bequemen Lehnstuhl mit Armlehnen. Mittels eines Nackenkissens wurde der Kopf entspannt und in eine reproduzierbare Position gebracht. Für einen größeren Komfort konnten die Probanden die Füße auf einen Hocker lagern. Zur zusätzlichen Lärmabschirmung war der Platz mit schallabsorbierenden, selbst hergestellten Wänden umgeben.

### **4.3.2 Ableitung der AEP**

Die Untersuchungen umfassten die Ableitung eines 32-Kanal-EEGs und die anschließende Auswertung der AEPs sowie einer Frequenzanalyse. Die Anordnung der Ableitpunkte basierte auf dem internationalen 10/20-System. Es wurde mit insgesamt 32 Elektroden gemessen, die vorwiegend an den auditorischen Cortex repräsentierenden Positionen platziert waren. Als Erdung diente eine Ground-Elektrode auf der Stirn (FPZ). Bei allen Probanden wurde eine Parallelschaltung von rechter und linker Mastoidelektrode als Referenz verwendet und ein 28-Kanal-EEG sowie ein EKG-Kanal abgeleitet. Die Verwendung zweier ober- und unterhalb des linken Auges angebrachter EOG-Elektroden erlaubte die Offline-Korrektur von Augenartefakten. Um die Elektrodenpositionen für jeden Probanden reproduzierbar





- 24 -

Bezugspunkt für die genaue Ausrichtung der Haube war die Position Cz. Diese stellt den Schnittpunkt der Vertexlinien zwischen Nasion und der Protuberantia occipitalis externa sowie zwischen den beiden präaurikulären Ohrspitzen dar. Die Position wurde mittels Ausmessung bestimmt. Der in der Kappe als Cz vorgesehene Steckplatz wurde mit der gemessenen Stelle zur Deckung gebracht und die Kappe mittels der für die Ohren ausgesparten Flächen ausgerichtet. Das entsprechende Hautareal wurde vor dem Einstecken der Elektroden mit einer 70%igen 2-Propanolol-Lösung gereinigt. Für die EOG- und Referenzelektroden kam eine Reinigungspaste (Skin Pure der Firma Nihon Kohden Corporation Japan) zum Einsatz. Da für diese Elektroden keine Steckplätze an der Kappe vorgesehen waren, wurden sie mit Hilfe eines speziellen haftenden Elektroden-Gels (Ten20 Conductive der Firma Weaver & Co, USA ) direkt auf der Haut angebracht und mit Elastomull-Pflasterstreifen gesichert. Die übrigen Messelektroden wurden direkt in die Haube eingesteckt und der Hautkontakt mit einem Elektrolytgel (Abralyl 2000 der Firma FMS GmbH, München) hergestellt. Eine Übersicht über die gewählten Positionen gibt Abbildung 4.3. Der mit Hilfe des Messsystems kontrollierte Übergangswiderstand sollte für alle Messelektroden  $5\text{ k}\Omega$  nicht überschreiten. Nur wenn mehrfache Korrekturversuche erfolglos blieben, wurden an einzelnen Messpunkten größere Werte toleriert. Diese waren aber die absolute Ausnahme.

### 4.3.3 Messung des EEG-Signals

Das verwendete EEG-Aufnahmesystem der Firma BrainProducts GmbH (München) besteht aus Verstärker, Headbox und Messsoftware. Der Verstärker verfügt über 32 monopolare Kanäle und einen Eingang für das von der Stimulationssoftware gesendete Triggersignal. Die oben genannten elastischen Hauben der Firma EasyCap (Herrsching-Breitbrunn) mit eingeknüpften Adaptern für die Messelektroden (gesinterte Ag/AgCl-Elektroden mit berührungsgeschützter Buchse, 2mm Stecker) komplettieren die Messausrüstung. Zur Aufzeichnung der Daten wurde ein Laptop des Typs Inspiron 5150 der Firma DELL unter dem Betriebssystem Microsoft Windows XP Professional Version 2002 (Intel Pentium 4 Prozessor, Taktfrequenz 3,06

GHz, 512 MB RAM) eingesetzt. Im Messprogramm BrainVision Recorder Version 1.02 (BrainProducts GmbH, München) wurde eine Abtastrate von 2.500 Hz festgelegt und auf eine Vorfilterung des Messsignals verzichtet. Das Roh-EEG wurde anonymisiert gespeichert und später zusätzlich auf DVD gesichert.

## **4.4 Versuchsablauf**

Die Studie bestand aus zwei einzelnen Messserien. Die erste beschäftigte sich mit den Ableitungen der AEPs bei Industriearbeitern in Reaktion auf ihre berufsfremden Reize.

In der zweiten Serie standen die EEG-Ableitungen der Arbeiter in Reaktion auf ihre berufsspezifischen Reize, das Geräusch einer Flaschenwaschanlage, im Mittelpunkt.

### **4.4.1 Probandeninstruktion**

Vor den Versuchen erhielten die Probanden Informationen über Ablauf und Ziele der Messung. Des Weiteren wurden ihnen mitgeteilt, dass ihre Teilnahme an sämtlichen Versuchen freiwillig ist und jederzeit ohne Angabe von Gründen durch sie abgebrochen werden kann. Im Folgenden brachte eine MTA die Messkappe an und platzierte die Elektroden. Der Proband wurde anschließend auf den Sitzplatz geführt und unter Absprache mit dem Versuchsleiter eine bequeme Sitzposition ermittelt. Die Probanden erhielten die Anweisung, entspannt und mit geschlossenen Augen zu sitzen und sich nicht zu bewegen. Zwischen den Messsequenzen konnten die Probanden eine Pause von selbst wählbarer Länge einlegen, die zehn Minuten nie überschritt. Für die Messungen erhielten sie eine Aufwandsentschädigung.

### **4.4.2 Versuchsdurchführung**

In sämtlichen Testreihen begannen die Messungen mit einer Probesequenz, bei der das einwandfreie Funktionieren aller Geräte überprüft und dem Probanden

gleichzeitig der Versuchsablauf vorgestellt wurde. Die Versuchsreihen unterschieden sich durch Art und Dauer der angebotenen Stimuli sowie die Auswertung des entstandenen Roh-EEGs.

#### ***4.4.2.1 Erste Serie, berufsfremde Reize***

In diesem Versuchsteil wurden die AEPs der Industriearbeiter nach Applikation von berufsfremden Stimuli, in diesem Fall Akkorden, gemessen.

Der verstimmte und der reine Akkord wurden in zwei Paradigmen angeordnet:

Paradigma 1 bestand aus n=160 reinen (Standard) sowie n=40 verstimmten (Deviant) Dreiklängen.

Paradigma 2 bestand aus n=40 (Deviant) reinen sowie n=160 verstimmten (Standard) Dreiklängen.

Durch die Präsentationssoftware war es möglich, den Deviant-Reiz im passiven Oddball-Design darzubieten. Diese Art der Applikation ermöglichte eine spätere Analyse der AEPs hinsichtlich der Mismatch Negativity.

Die zwanzig Industriearbeiter hörten randomisiert zugeordnet eines der beiden Paradigmen. Nach den Versuchen lag für jeden Probanden ein 13-minütiges Roh-EEG vor, zehn nach Applikation von Paradigma 1, zehn nach Applikation von Paradigma 2.

#### ***4.4.2.2 Zweite Serie, berufsspezifische Reize***

Die Industriearbeiter wurden auch auf ihre kortikale Reaktion nach berufsspezifischen Reizen geprüft. Dazu hörte jeder Proband die dreiminütigen Audiospuren der Flaschenabfüllung ohne Störgeräusche sowie die Audiotracks mit den diversen Störgeräuschen.

Es wurden pro Proband mindestens zwei Störgeräusche appliziert. Die EEG-Messung wurde für jeden Track drei Minuten aufgezeichnet. Die verwandten Störgeräusche waren ein weißes Rauschen, ein 50 ms langer 4-kHz-Sinuston sowie ein Break. Die Geräusche simulierten den Klang einer zerbrochenen Flasche in einer Abfüllanlage.

## **4.5 Auswertung**

Die Weiterverarbeitung aller EEG-Rohdaten erfolgte mit der Software BrainVision Analyzer Version 1.05 (Brain Products GmbH, München). Zur statistischen Auswertung diente MS Excel (2003 + 2007). Für Probandenalter, Audiogramme sowie Amplituden, Latenzen und AUCs der AEP wurden Mittelwert, Median, Standardabweichung und 95%-Konfidenzintervalle bestimmt. Die Überprüfung auf Signifikanz wurde mittels t-Test durchgeführt.

### **4.5.1 Verarbeitung der EEG-Rohdaten**

Die Analyse begann für alle erhobenen EEG-Daten mit den Schritten Artefaktkorrektur und Filterung. Das weitere Vorgehen war vom Vorhandensein eines Triggersignals abhängig. Die EEGs der Messungen, bei denen Akkorde die Stimuli darstellten, wurden anschließend segmentiert und gemittelt. Die so erhaltenen Peaks wurden hinsichtlich Amplitude und Latenz analysiert sowie bezüglich der AUCs betrachtet. Bei den als Antwort auf die Industriegeräusche entstandenen EEGs fand nach Filterung eine Frequenzspektrenanalyse statt.

#### **4.5.1.1 Artefaktkorrektur**

Zunächst wurde unter Verwendung der vertikalen EOG-Kanäle eine Augenartefaktkorrektur nach der in der Software implementierten Methode von Gratton & Coles durchgeführt. Daran schloss sich die allgemeine Artefaktkorrektur an. Es wurden 3 Kriterien festgelegt:

- Gradient: 50  $\mu\text{V}$  – max. erlaubte Amplitudendifferenz zwischen zwei Datenpunkten
- Amplitudendifferenz: 200  $\mu\text{V}$  – max. erlaubte Spanne zwischen Minimum und Maximum innerhalb eines Intervalls von 200 ms
- geringe Aktivität: 0,5  $\mu\text{V}$  – min. erlaubte Spanne zwischen Minimum und Maximum eines Intervalls von 100 ms

Alle Korrekturmechanismen wurden automatisiert für alle Kanäle und alle Probanden durchgeführt.

#### **4.5.1.2 Filterung**

Als Filter kamen ein Butterworth-Zero-Phase – Filter mit einem Bereich von 1 – 30 Hz bei einem Anstieg von 12 dB/Oktave sowie ein Notchfilter bei 50 Hz zum Einsatz.

### **4.5.2 Analyse der AEP**

#### **4.5.2.1 Segmentation**

Die aufgezeichneten Daten wurden für jeden Reiz segmentiert. Dabei reichte ein Segment von 50 ms vor dem Stimulus bis 462 ms danach. Ein zur Auswertung verwandtes AEP hatte damit eine Länge von 512 ms.

#### **4.5.2.2 Baseline Correction**

Das bei der Segmentation festgelegte Prä-Stimulusintervall (-50 ms bis 0 ms) ging vollständig in die Basisdriftkorrektur ein. Das heißt, der mittlere Spannungswert dieses Intervalls wurde zum neuen Nullpunkt aller Segmentwerte.

#### **4.5.2.3 Mittelung**

Für jeden Stimulus gingen alle nicht-artefaktbehafteten Segmente in die Mittelung ein. Im Idealfall handelte es sich dabei um 160 Standards sowie 40 Deviants pro Serie bei den Messungen mit Akkorden. Durch die Probandeninstruktionen (Augen

geschlossen, Bewegungen vermeiden) war die Anzahl der Artefakte sehr weit heruntergesetzt worden, weshalb die Idealzahlen meistens erreicht wurden.

#### 4.5.2.4 *Peak Detection*

Für die weitere Auswertung und Beschreibung der Beobachtungen wurden die Mittelwert-Darstellungen der Cz-Elektrode herangezogen. Diese Ableitung stellte sich bei den Messungen als repräsentativ für die anderen 27 Kanäle heraus. Ziel der Betrachtungen waren die AEP-Komponenten N1, P2 und N2, die nach ihrem zeitlichen Auftreten (Latenz in ms) und ihrem elektrischen Spannungspotential (Amplitude/Peak in  $\mu\text{V}$ ) in Bezug zum Stimulus untersucht (Abbildung 4.4) wurden. Die Software detektierte globale Extrema in einem frei gewählten Latenzintervall (siehe Tabelle 4.1). Dabei orientierten sich die festgelegten Intervalle an den Latenzen, die Picton (Picton TW et al. 1974) beschrieb. Bei der Betrachtung der Kurven war festzustellen, dass die Peaks in diesem Versuch bis zu 50 ms später auftraten. Demzufolge wurden Grenzbereiche  $\pm 50$  ms um die erwarteten Werte festgelegt. Die Verwendung des semiautomatischen Modus erlaubte eine Überprüfung der detektierten Extrema vor der Weiterverarbeitung.

Tab 4.1 Liste der untersuchten Peaks und deren Grenzbereiche

	Latenz (Literatur)	Latenz (min.)	Latenz (max.)
N1	100 ms	50 ms	150 ms
P2	200 ms	150 ms	250 ms
N2	300 ms	250 ms	350 ms

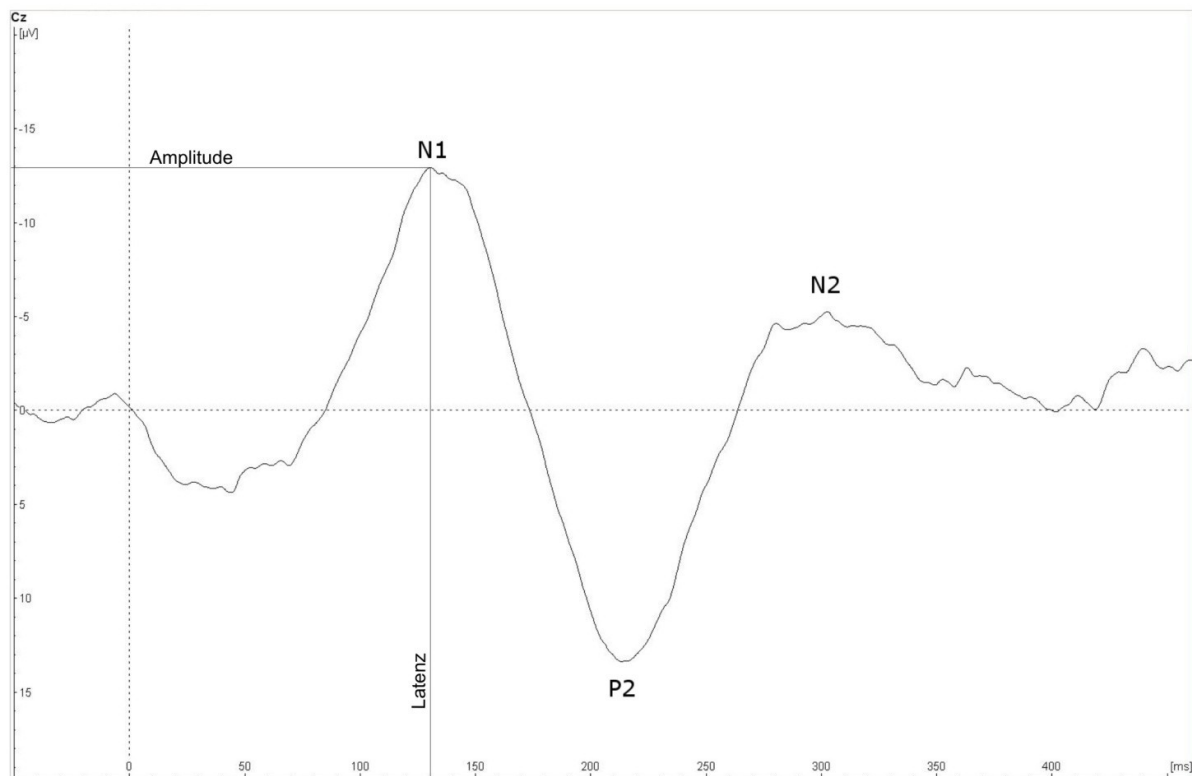


Abb. 4.4: Gemitteltetes AEP (n=160) eines hörgeschädigten Industriearbeiters auf einen reinen Dreiklang ab c<sup>3</sup>, Zeitpunkt des Stimulus (vertikal gepunktet), Benennung der jeweils untersuchten Komponenten (N1, P2, N2), Verdeutlichung der analysierten Parameter am Bsp. N1 (Amplitude [µV] und Latenz [ms])  
x-Achse: Latenz in [ms], y-Achse: Amplitude in [µV]

#### 4.5.2.5 Untersuchungen zur MMN

Zur Untersuchung der Mismatch Negativity (MMN) wurde eine Flächenberechnung (AUC, ms\*µV) vorgenommen. Auch hier kamen die Messwerte der Elektrodenableitung Cz zum Einsatz.

Um ein über alle Probanden hinaus gleichwertiges und repräsentatives Ergebnis zu erhalten, wurden mehrere Testberechnungen durchgeführt. Daraus folgend stellte sich das 90 ms-Areal zwischen 260 und 350 ms als am aussagekräftigsten heraus. Die Abbildung 4.5 zeigt das bekannte AEP und die Markierung des untersuchten Zeitfensters. Die Berechnung wurde jeweils für die gemittelten Antworten auf reine und auf verstimmte Dreiklänge bei jedem Probanden vorgenommen.



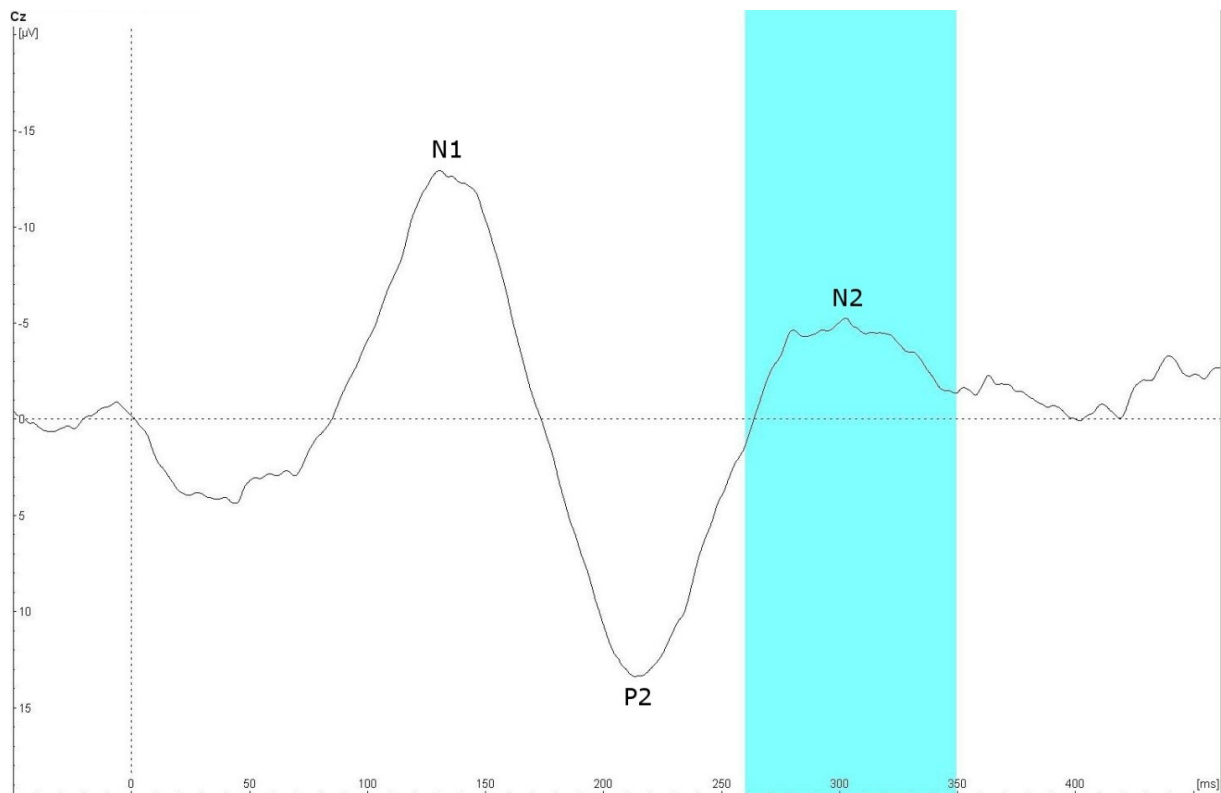


Abb. 4.5: Gemittelter AEP (n=160) eines hörgeschädigten Industriearbeiters auf einen reinen Dreiklang ab c<sup>3</sup>, Zeitpunkt des Stimulus (vertikal gestrichelt)  
 Benennung der jeweils untersuchten Komponenten (N1, P2, N2),  
 türkis: Unterlegung des beobachteten Zeitintervalls  
 x-Achse: Latenz in [ms], y-Achse: Amplitude in [µV]

### 4.5.3 Frequenzspektralanalyse

Mittels der Funktion „FFT“ (Fast Fourier Transformation) der Software Brain Vision Analyzer 1.05 ist es möglich, die Daten aus dem Zeitbereich in den Frequenzbereich zu transformieren und so eine Darstellung der im Roh-EEG enthaltenen Frequenzen zu erhalten. Die Transformation wurde nach Artefaktkorrektur und Filterung bei allen Industriearbeitern in allen Kanälen durchgeführt. Analog zu der AEP-Analyse erfolgte auch in diesem Versuchsteil die Betrachtung der Daten der Elektrode Cz. Wie in Abbildung 4.6 zu sehen ist, befindet sich im Alphaband ein Peak, der manuell bezüglich Frequenz und Amplitude ausgewertet worden ist.

Zur Ermittlung einer eventuellen Steigerung der Aufmerksamkeit, wurde die AUC im Übergangsbereich zwischen Alpha- und Betaband betrachtet. Um den auszuwertenden Bereich festzulegen, wurden zunächst Testberechnungen durchgeführt, welche ergaben, dass der Abschnitt von 12-14 Hz die aussagekräftigsten Ergebnisse lieferte. Abbildung 4.7 zeigt einen transformierten Abschnitt, die Peakanalyse sowie die Flächenberechnung.

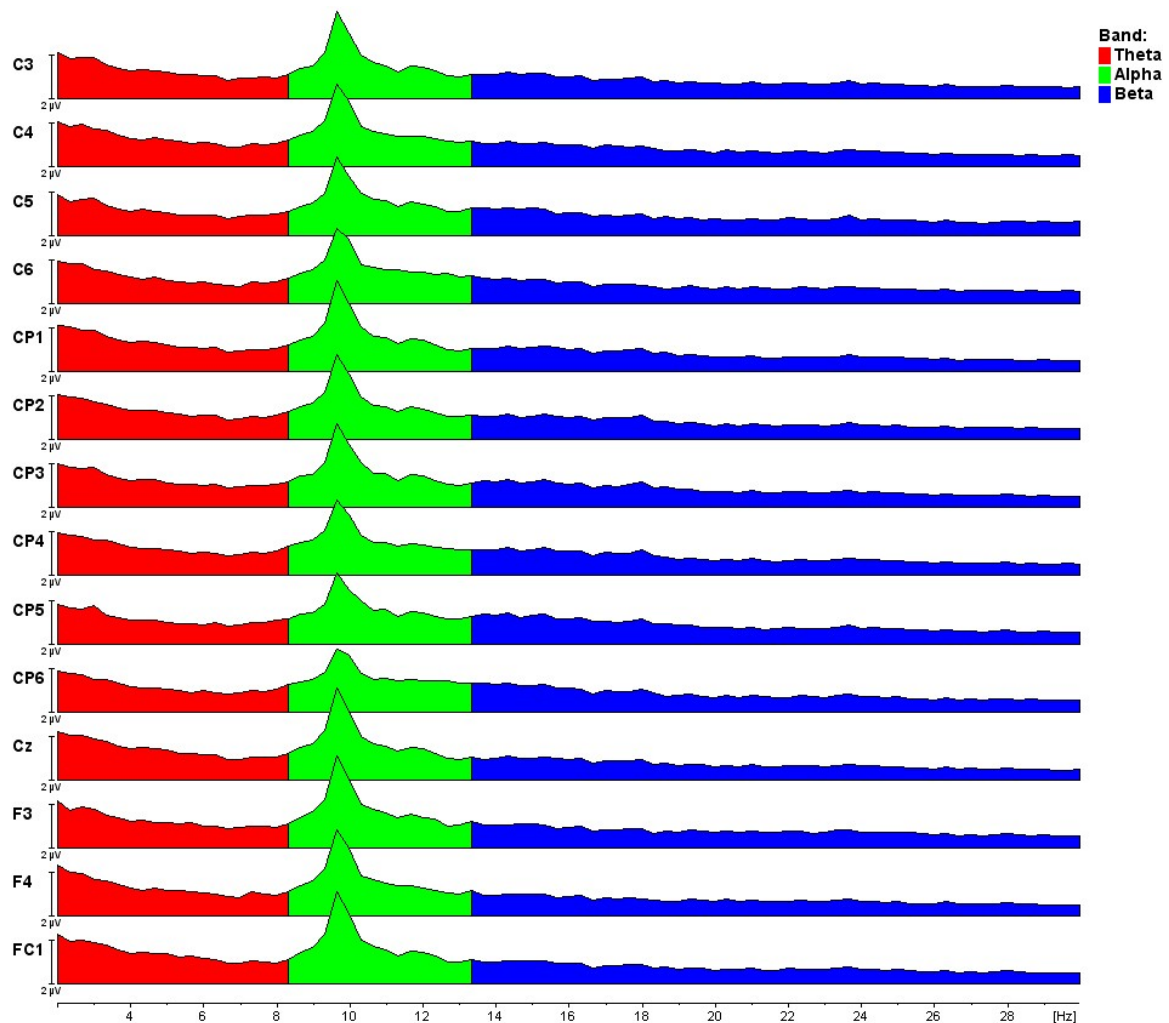


Abb. 4.6: Frequenzspektrum nach FFT (14 ausgewählte Kanäle, links) eines hörgeschädigten Industriearbeiters in Reaktion auf das ungestörte Geräusch einer Flaschenwaschanlage; x-Achse: Frequenz in [Hz], rot: Theta-Band, grün: Alpha-Band, blau: Beta-Band

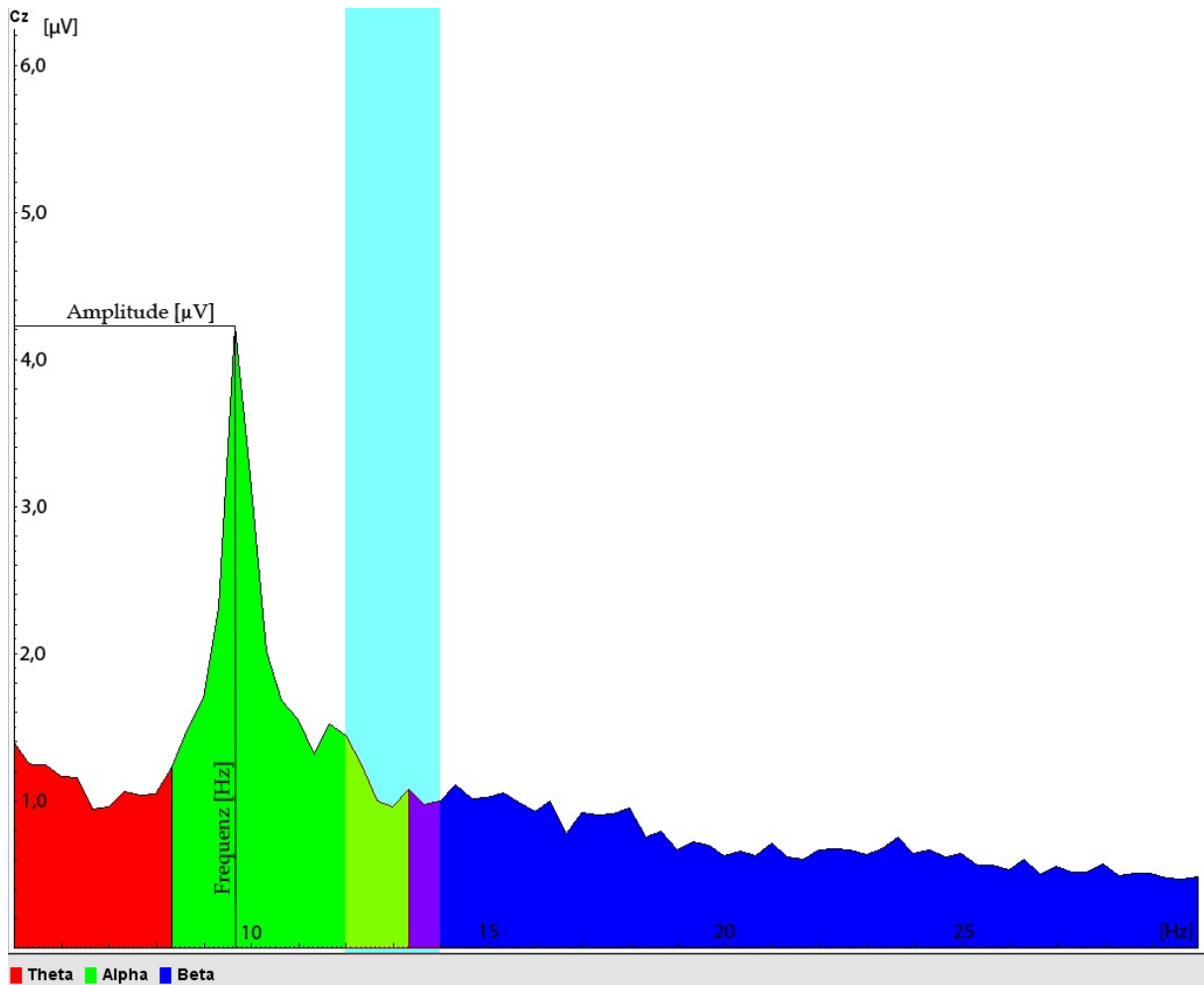


Abb. 4.7: Frequenzspektrum nach FFT (Cz-Elektrode) eines hörgeschädigten Industriearbeiters in Reaktion auf das ungestörte Geräusch einer Flaschenwaschanlage; Verdeutlichung des analysierten Parameters (Amplitude [ $\mu V$ ] und Frequenz [Hz])  
 x-Achse: Frequenz in [Hz], y-Achse: Amplitude in [ $\mu V$ ], rot: Theta-Band, grün: Alpha-Band, blau: Beta-Band, türkis: untersuchter Frequenzbereich

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Audiometrie

Alle 20 Probanden (38-63 Jahre;  $\bar{x} = 50,47$   $\tilde{x} = 51$ ) gaben eine subjektiv feststellbare Schwerhörigkeit im Hochtonbereich an. Bei sieben der Versuchspersonen war ein Tinnitus vorhanden, bei vier Probanden lagen in der Familie Fälle von Presbyakusis vor. Zwölf der Probanden arbeiteten mehrere Jahre an einer Flaschenwaschanlage bzw. -abfüllung, die anderen acht waren in sonstigen lärmbelasteten Bereichen beschäftigt. Aufgrund der erhobenen Anamnese schied einer der Probanden aus, da er musikalische Vorerfahrung in Form eines erlernten Instrumentes angab.

Für die zweite Serie, die die Messungen der EEG-Signale nach Applikation des Industrielärms umfasste, meldeten sich dreizehn der Probanden zurück. Von diesen arbeiteten neun an einer Flaschenwaschanlage, deren Geräusch in den Versuchen appliziert wurde.

Die Abbildungen 5.1 und 5.2 zeigen die Reintonaudiogramme für das rechte bzw. linke Ohr. Man erkennt auf beiden Ohren eine für die Lärmschwerhörigkeit typische c5-Senke bei 4kHz. Auf dem linken Ohr war ein durchschnittlicher Hörverlust von 37 dB, auf dem rechten Ohr von 32 dB zu vermerken. Des Weiteren sind in den gemittelten Audiogrammen große Schwankungen im Hochtonbereich festzustellen. Dies ist der Alterszusammensetzung der Probanden geschuldet, da bei mehreren additiv zur Lärmschädigung eine Presbyakusis hinzukommt.

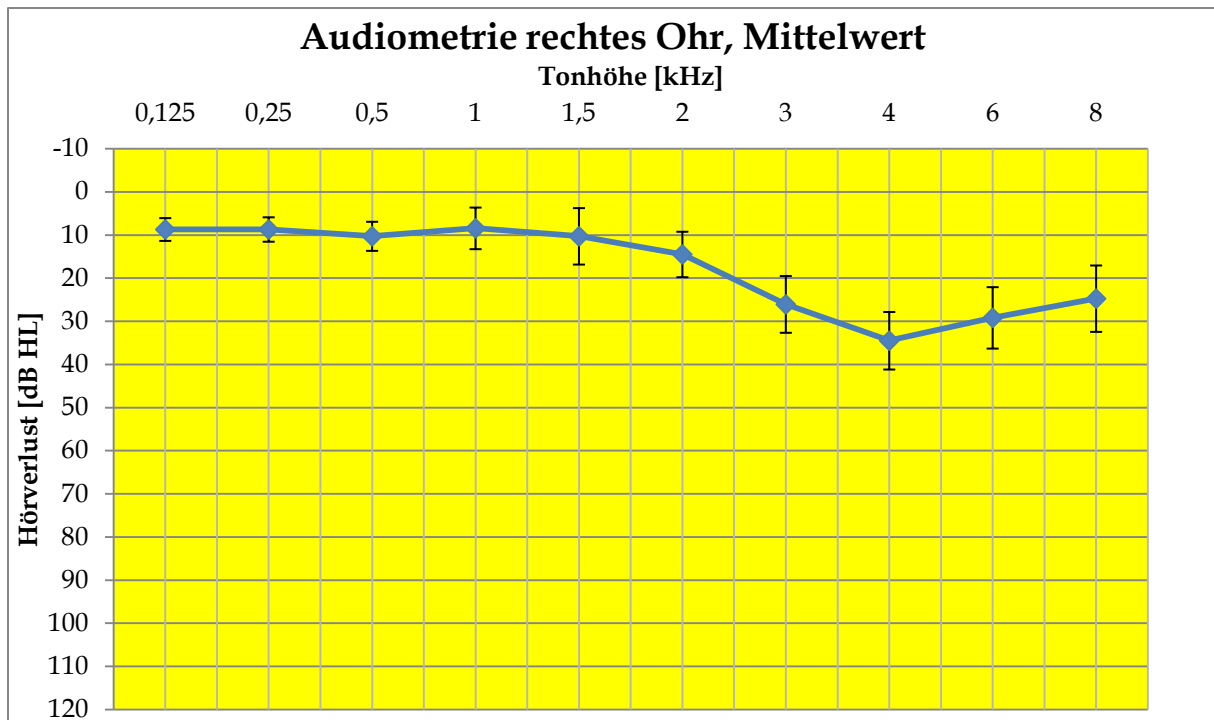


Abb. 5.1: gemittelttes Reintonaudiogramm der Industriearbeiter (n=19) für das rechte Ohr;  
 x-Achse: Frequenz in [kHz]; y-Achse: Hörverlust in [dB HL];  
 95%-Konfidenzintervalle der einzelnen Frequenzbereiche

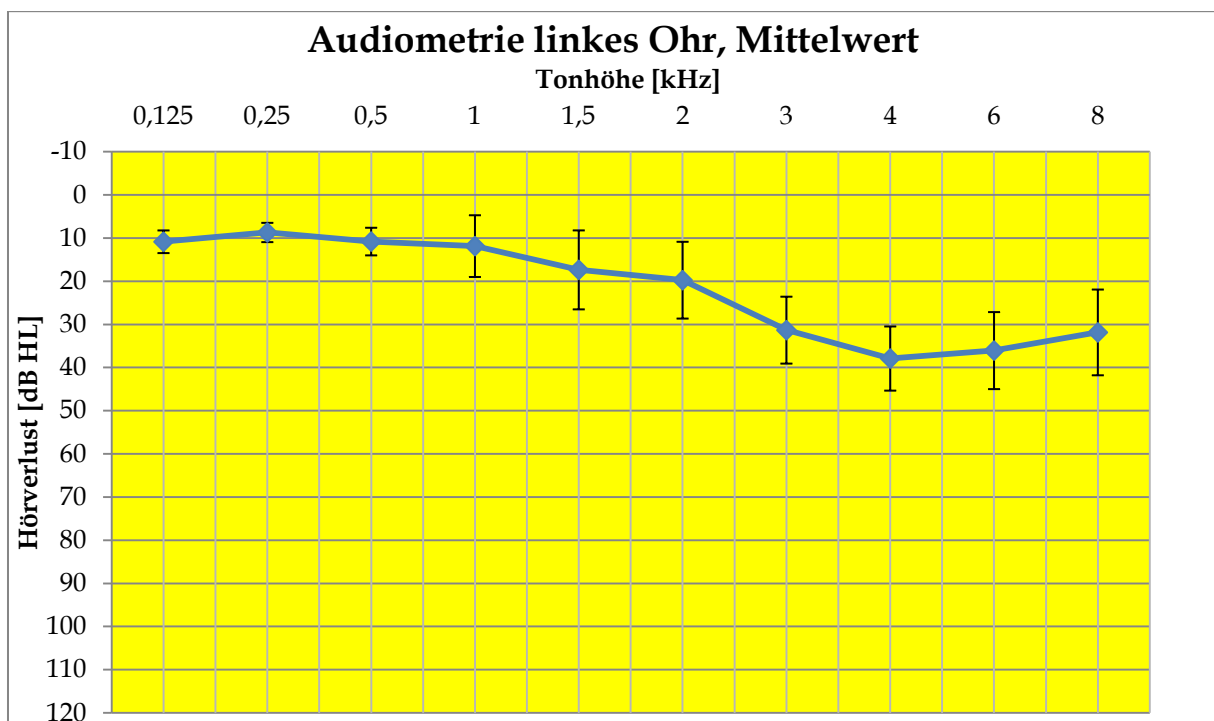


Abb. 5.2: gemittelttes Reintonaudiogramm der Industriearbeiter (n=19) für das linke Ohr;  
 x-Achse: Frequenz in [kHz]; y-Achse: Hörverlust in [dB HL];  
 95%-Konfidenzintervalle der einzelnen Frequenzbereiche

## 5.2 EEG - Rohdaten

Die Probanden waren vor den Messungen über Ziel und Ablauf der Untersuchung genauestens unterrichtet worden. Außerdem wurden sie angewiesen, während der Messungen die Augen geschlossen zu halten, die Augäpfel nicht zu bewegen und insgesamt ruhig und möglichst bewegungslos zu sitzen. Sie leisteten diesen Forderungen Folge und somit konnte das EEG artefaktarm aufgezeichnet werden. Im Falle einer zu starken Artefaktüberlagerung wurde der Versuch wiederholt. Abschließend lag von jedem Probanden ein 13-minütiges Roh-EEG zur Auswertung vor. Die randomisierte Zuordnung zu den Paradigmen ergab zehn Messungen in Paradigma 1 (reine Akkorde n=160; verstimmte Akkorde n=40) und neun in Paradigma 2 (reine Akkorde n=40; verstimmte Akkorde n=160). In Abbildung 5.3 ist stellvertretend ein zehnsekündiger Ausschnitt eines Roh-EEGs zu sehen.

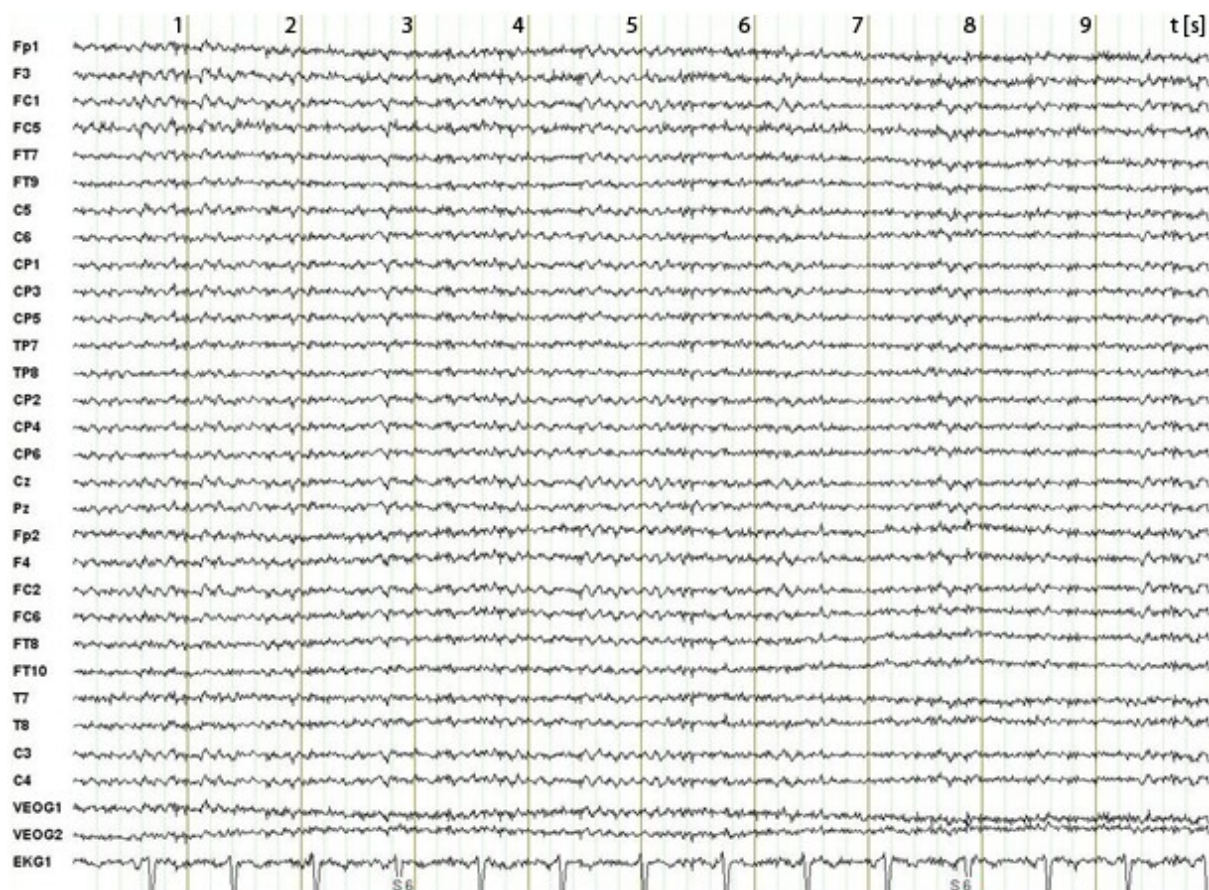


Abb. 5.3: Beispiel eines Rohdaten-EEG-Abschnitts eines Industriearbeiters, 31 Kanäle (links), VEOG1 und VEOG2 markieren die Augenelektroden, darunter das EKG-Signal; mit S6 markiert ist die Applikation des reinen C-Dur-Akkords, man erkennt ein  $\alpha$ -EEG, welches auf die gewünschte entspannte Wachheit schließen lässt



Für die weitere Analyse dienten die gemittelten Antworten, in denen die akustisch evozierten Potentiale ersichtlich wurden. Die Segmente, die in die Durchschnittsbildung eingingen, hatten dabei eine Gesamtlänge von 512 ms (-50 ms – 462 ms in Bezug auf den Stimulus). Latenz und Amplitude der Komponenten N1, P2 und N2 sowie die AUC im Bereich von 260 – 350 ms wurden für beide Akkorde getrennt betrachtet. Abbildung 5.4 zeigt eine gemittelte Antwort mit Standardabweichung in verschiedenen Kanälen.

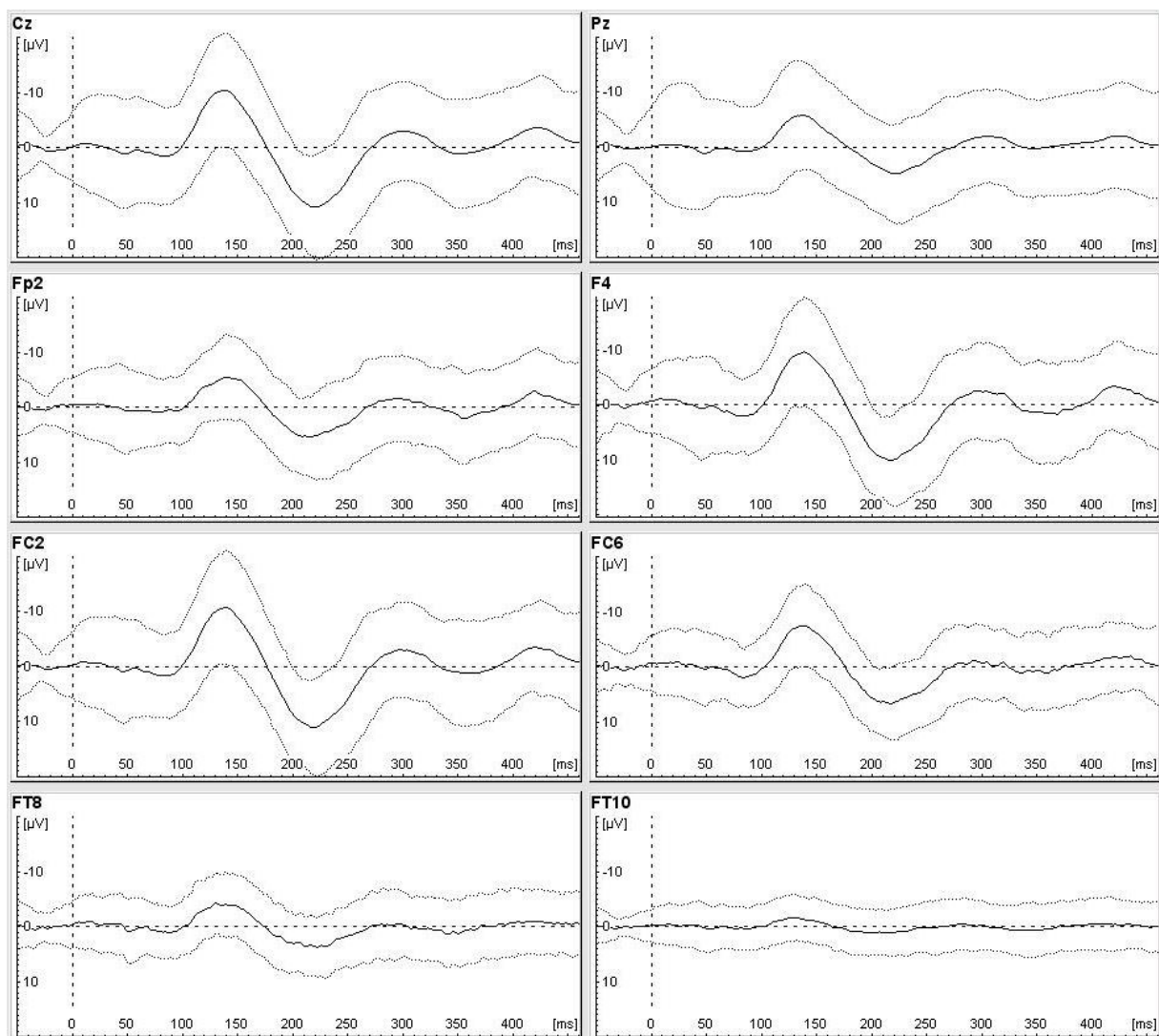


Abb. 5.4: Übersicht über AEP eines beidseitig gleichermaßen hörgeminderten Industriearbeiters  
Darstellung von acht Kanälen nach Stimulation mit reinem c<sup>3</sup>-Dur-Akkord (n=160), markiert durch vertikale gepunktete Linie bei 0 ms  
x- Achsen: Zeit in [ms], y- Achsen: Amplitude in [ $\mu V$ ]  
die fein gepunkteten Linien stellen die Standardabweichungen dar

Stellvertretend für andere Probanden und die restlichen Ableitungen wird hier deutlich, dass sich das stärkste und damit auch aussagekräftigste Signal in Cz abbildet, weshalb auch diese Elektrode für die weitere Ergebnisbetrachtung herangezogen wurde.

### 5.3 Peak-Analyse der späten AEP-Komponenten

Mittels der Funktion Peak Detection erkannte die Software die globalen Maxima/Minima in den vorgegebenen Intervallen. Durch die Wahl des semiautomatischen Ablaufs konnten eventuelle Fehler in der Auswahl manuell ausgeglichen werden. Lag das eigentliche Extremum knapp außerhalb des festgelegten Bereiches, wurden die Grenzen erweitert. In der Betrachtung der Kurven fiel auf, dass die Komponente N2 nur in wenigen Ableitungen klar abgrenzbar war. Abbildung 5.5 zeigt eine typische gewünschte Kurve. In Abbildung 5.6 sieht man stellvertretend für den Großteil der Ableitungen einen Graphen, bei dem N2 nicht klar zuzuordnen ist. Daraus resultierte die Entscheidung, die Komponente N2 nicht mit in die Wertung einzubeziehen. Im Folgenden wurden nur die Peaks N1 und P2 analysiert, wie bereits in Abbildung 4.4 beschrieben. Die weitere Betrachtung beinhaltet die Analyse der AEPs von allen Akkorden in beiden Paradigmen.

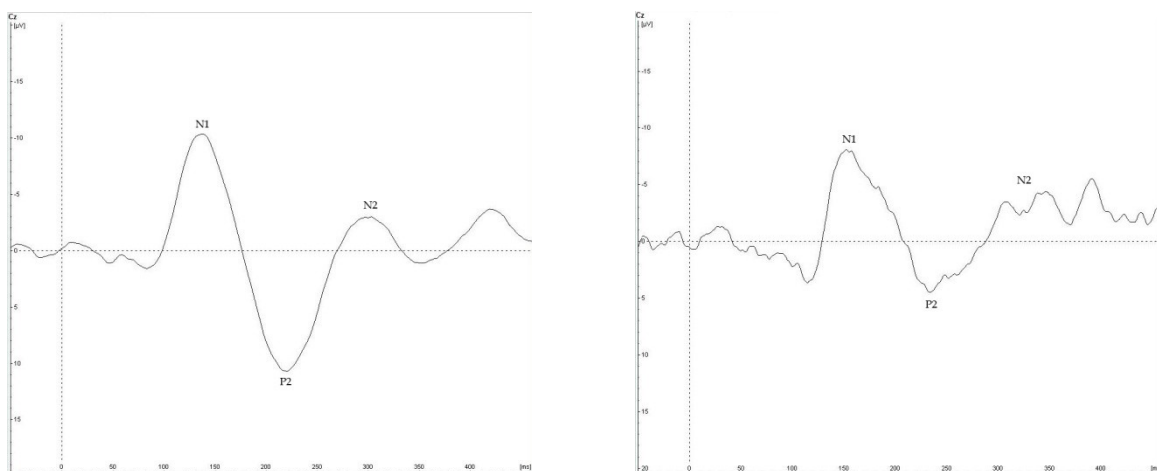


Abb. 5.5 + 5.6 (v.l.): AEPs zweier unterschiedlicher Industriearbeiter;  
Graph mit eindeutigem N2-Peak (li.), Graph mit nicht eindeutigem N2-Peak (re.)  
x-Achsen: Latenz in [ms], y-Achsen: Amplitude in [µV]



### 5.3.1 N1

Wie oben beschrieben, wurde die N1-Komponente im Intervall zwischen 50 und 150 ms nach Stimulus detektiert. Tabelle 5.1 gibt eine Übersicht über die erhaltenen Werte.

Tabelle 5.1: Mittelwerte der Latenz in [ms] und der Amplitude in [ $\mu$ V] von N1 inklusive Standardabweichung über 19 Industriearbeiter

	<b>N1-Latenz [ms]</b>	<b>N1-Amplitude [<math>\mu</math>V]</b>
<b>Paradigma 1</b>		
reiner Akkord n=160	134,76 $\pm$ 7,05	-9,75 $\pm$ 2,45
verstimmter Akkord n=40	135,40 $\pm$ 6,48	-10,72 $\pm$ 3,85
<b>Paradigma 2</b>		
reiner Akkord n=40	124,02 $\pm$ 38,10	-11,47 $\pm$ 3,77
verstimmter Akkord n=160	128,88 $\pm$ 18,08	-12,42 $\pm$ 4,37

Die Auswertung lieferte keine signifikanten Unterschiede ( $p=0,51$ ,  $p=0,47$ ) zwischen den AEPs auf verstimmte und reine Dreiklänge.

### 5.3.2 P2

Die P2-Komponente wurde im Intervall von 150 ms bis 250 ms bestimmt, die Ergebnisse sind in Tabelle 5.2 zu sehen.

Tabelle 5.2: Mittelwerte der Latenz in [ms] und der Amplitude in [ $\mu$ V] von P2 inklusive Standardabweichung über 19 Industriearbeiter

	<b>P2-Latenz [ms]</b>	<b>P2-Amplitude [<math>\mu</math>V]</b>
<b>Paradigma 1</b>		
reiner Akkord n=160	228,26 $\pm$ 5,17	7,01 $\pm$ 2,83
verstimmter Akkord n=40	237,72 $\pm$ 22,39	7,26 $\pm$ 2,29
<b>Paradigma 2</b>		
reiner Akkord n=40	218,82 $\pm$ 37,63	10,94 $\pm$ 3,76
verstimmter Akkord n=160	226,40 $\pm$ 19,76	9,82 $\pm$ 3,05

Auch hier fanden sich keine signifikanten Unterschiede ( $p=0,36$ ,  $p=0,1$ ) zwischen den AEPs auf reine und verstimmte Dreiklänge.

### 5.3.3 MMN

Die Mismatch Negativity wurde im Bereich von 260-350 ms bestimmt. Im Folgenden sind die beiden Testserien (Paradigma 1 und Paradigma 2) einzeln dargestellt.

#### 5.3.3.1 Paradigma 1, erste Testreihe

Den Industriearbeitern wurden in dieser Serie 160 reine Dreiklänge („Standard“) ab  $c^3$  und 40 verstimzte Dreiklänge („Deviant“) ab  $c^3$  dargeboten. Es zeigt sich, dass die AUC der AEP-Kurve der Deviant-Stimuli signifikant ( $p=0,008$ ) größer ist als die der Standard-Stimuli. Abbildung 5.7 beschreibt die erhaltenen Daten (Flächeninhalte der AUC) inklusive des 95%-Konfidenzintervalles.

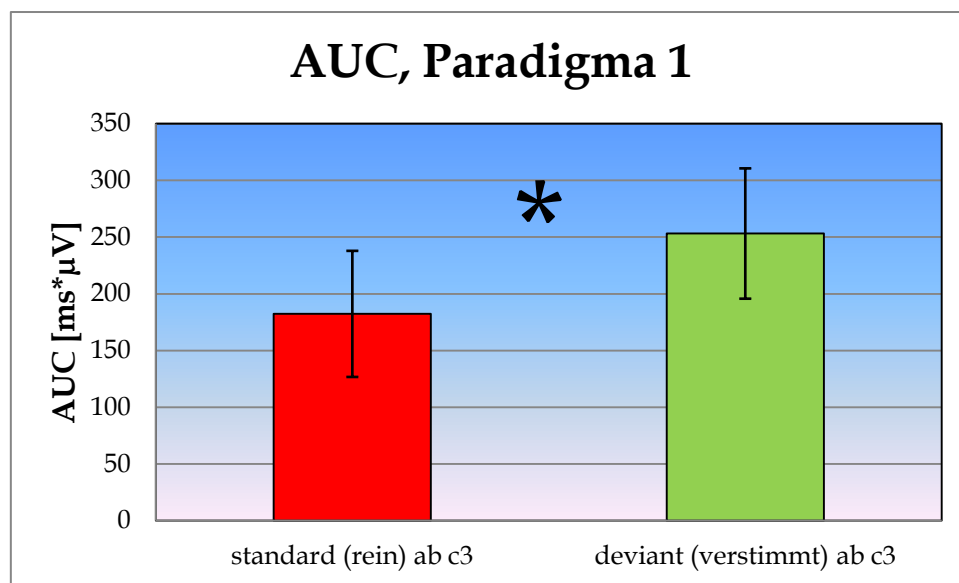


Abb. 5.7: Mittelwerte der AUC im Zeitintervall von 260-350 ms in den AEPs der ersten Versuchsreihe,

rot: AUC ( $\bar{x} = 182,36 \pm 89,72$  ms\*µV) der AEPs auf den reinen Akkord (in Grundstellung ab  $c^3$ )

grün: AUC ( $\bar{x} = 253,25 \pm 92,71$  ms\*µV) der AEPs auf den verstimzten Akkord (in Grundstellung ab  $c^3$ )

jeweils mit 95%-Konfidenzintervall, y-Achse: Größe des Flächeninhaltes in [ms\*µV]

### 5.3.3.2 Paradigma 2, zweite Testreihe

Bei dem Paradigma 2 wurden 160 verstimmte Dreiklänge („Standard“) ab  $c^3$  und 40 reine Dreiklänge („Deviant“) gleicher Tonhöhe dargeboten. Wie bei Paradigma 1 liegt ein signifikanter Unterschied ( $p=0,04$ ) zwischen den Flächen vor. Abbildung 5.8 beschreibt die erhaltenen Daten (Flächeninhalte der AUC) inklusive des 95%-Konfidenzintervalles.

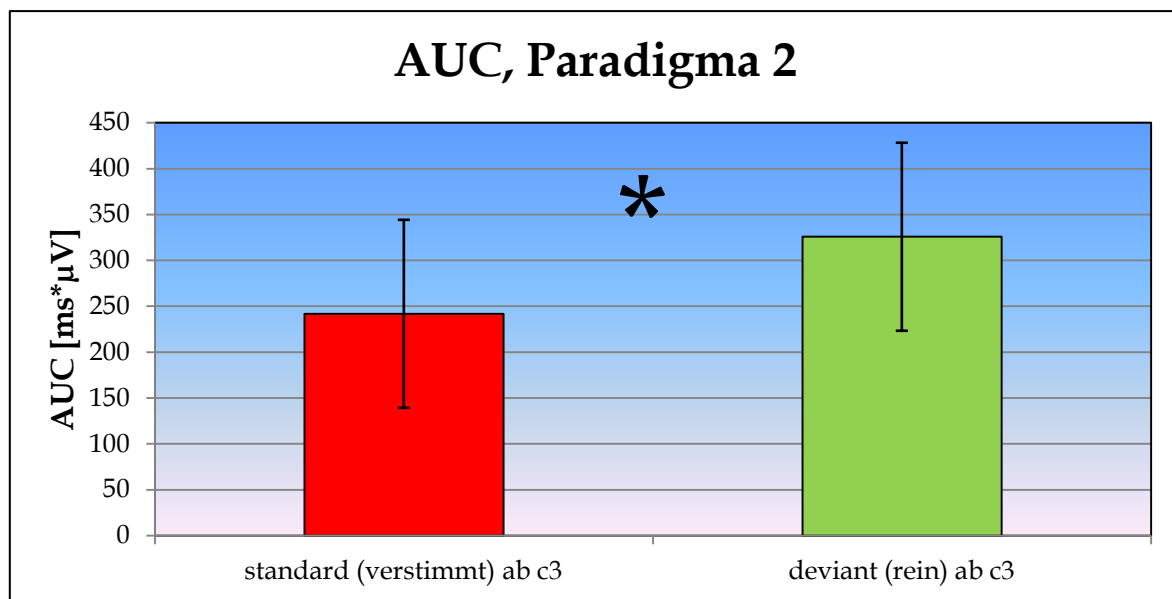


Abb. 5.8: Mittelwerte der AUC im Zeitintervall von 260-350 ms in den AEPs der zweiten Versuchsreihe,  
 rot: AUC ( $\bar{x} = 241,91 \pm 111,21 \text{ ms} \cdot \mu\text{V}$ ) der AEPs auf den verstimmten Akkord (in Grundstellung ab  $c^3$ )  
 grün: AUC ( $\bar{x} = 325,92 \pm 156,87 \text{ ms} \cdot \mu\text{V}$ ) der AEPs auf den reinen Akkord (in Grundstellung ab  $c^3$ )  
 jeweils mit 95%-Konfidenzintervall, y-Achse: Größe des Flächeninhaltes in [ $\text{ms} \cdot \mu\text{V}$ ]

## 5.4 Frequenzspektrenanalyse

In diesem Versuchsteil wurden die kortikalen Antworten der Industriearbeiter auf ihre berufsspezifischen Reize untersucht. Wie bereits oben erwähnt, erhielt jeder Proband neben der störfreien Audiospur der Flaschenwaschanlage mindestens eine weitere, die durch Störgeräusche unterbrochen war. Eine Frequenzanalyse des reinen Geräusches ist in Abbildung 5.9 zu sehen. Bei Vorbetrachtungen stellte sich heraus, dass die Störung des 4-kHz-Tones realistisch die gewünschte Situation der zerbrochenen Flasche simulierte, weshalb diese Audiospuren weiter ausgewertet wurden. Insgesamt handelte es sich um 26 dreiminütige Tracks, jeweils 13 ohne und mit Sinustönen. In Abbildung 5.10 ist ein Roh-EEG eines in Antwort auf das mit Pieptönen unterbrochene Flaschenklappern zu sehen.

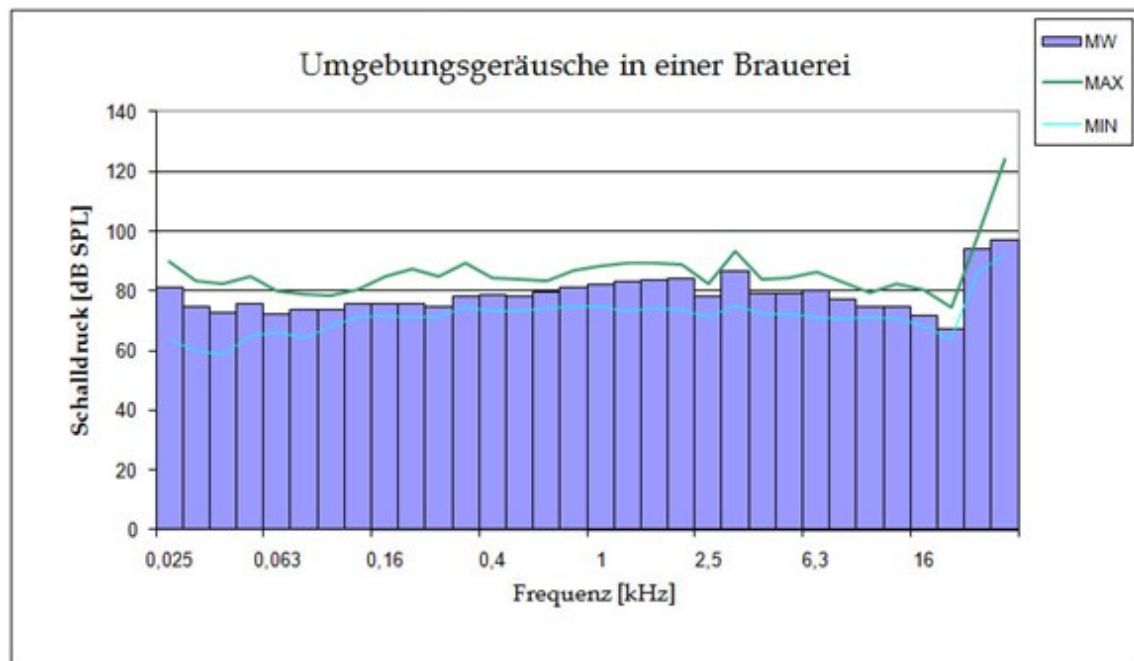


Abb. 5.9: Frequenzspektrum des verwendeten Stimulus für Industriearbeiter; minimaler Schalldruck (dünne Linie), maximaler Schalldruck (dicke Linie), mittlerer Schalldruck (Säulen); x-Achse: Frequenz in [kHz]; y-Achse: Schalldruck in [dB SPL]

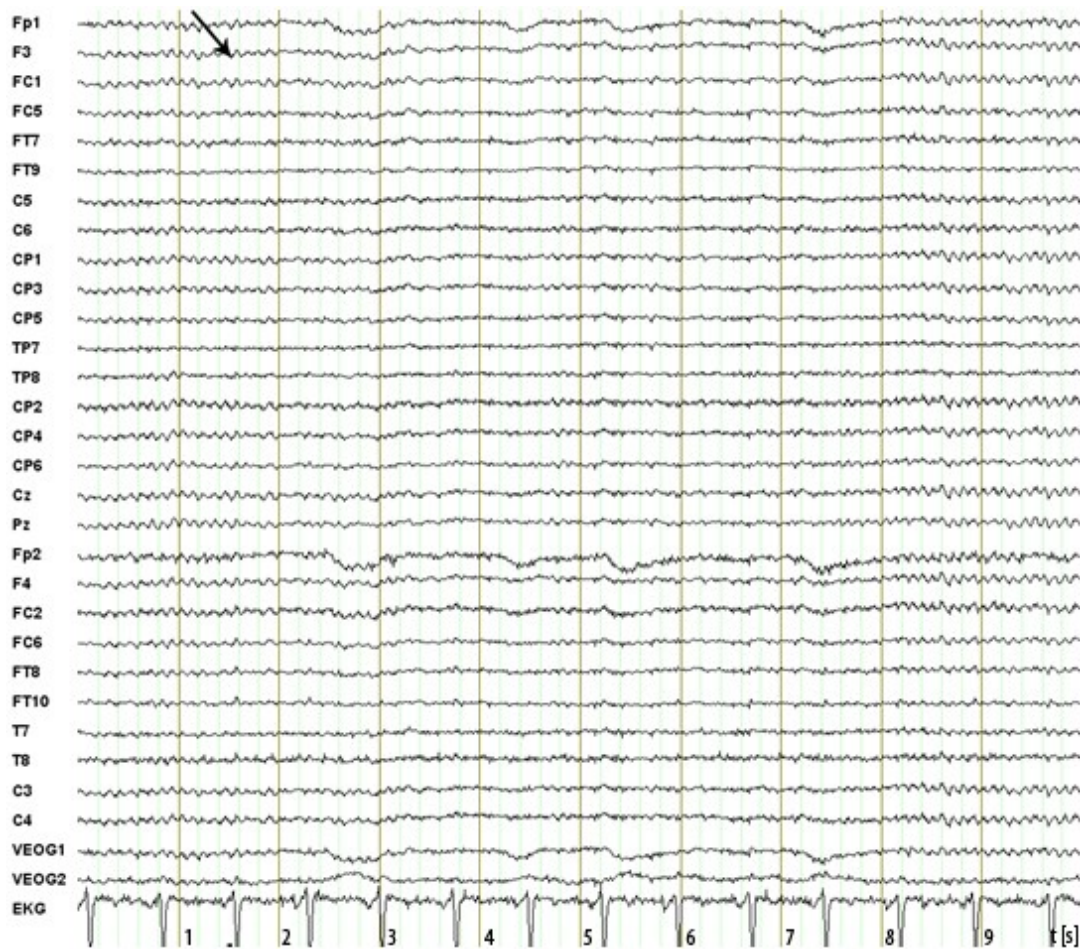


Abb 5.10: Beispiel eines Rohdaten-EEG-Abschnitts eines Industriearbeiters, 31 Kanäle (links), VEOG1 VEOG2 markieren die Augenelektroden, darunter das EKG-Signal; der schwarze Punkt markiert die Applikation eines Pieptones, man erkennt die Umwandlung eines  $\alpha$ -EEGs in ein  $\beta$ -EEG durch den Piepton (schwarzer Pfeil)

### 5.4.1 Peak-Analyse

Für jeden Probanden wurden bei beiden Audiospuren die Peaks im Alphaband bestimmt. Bei vier der Probanden ergab die Befragung, dass sie nicht an einer Flaschenwasch- oder Abfüllanlage tätig sind. Somit flossen die Daten von neun Probanden in die Auswertung ein. Tabelle 5.3 gibt eine Übersicht über die erhaltenen Werte.

Tab. 5.3: Mittelwerte der Frequenz und der Amplitude des Peaks im Alphaband (Cz-Elektrode) inklusive Standardabweichung über 9 Industriearbeiter

\* markiert signifikanten ( $p < 0,05$ ) Unterschied zwischen reinem und gestörtem Geräusch für die Frequenz des Peaks im Alphaband

	Frequenz in [Hz]	Amplitude in [ $\mu$ V]
Flaschenklappern rein	$9,189 \pm 0,560$	$3,792 \pm 1,287$
Flaschenklappern gestört	* $9,444 \pm 0,606$	$3,765 \pm 1,653$

## 5.4.2 Analyse des Leistungsspektrums des EEG

Hierbei wurde der Energiegehalt der Leistungsspektren der Elektrodenposition Cz im Bereich von 12-14 Hz bestimmt. Es wird deutlich, dass die Fläche nach Applikation des gestörten Flaschenklappergeräuschs signifikant ( $p < 0,001$ ) größer ist als nach Applikation des reinen Geräuschs. Abbildung 5.11 beschreibt die Ergebnisse inklusive 95%-Konfidenzintervall. Die Abbildungen 5.12 und 5.13 zeigen die unterschiedlichen Leistungsspektren an einem Beispiel. Im türkis unterlegten Bereich (12-14 Hz) sieht man bei der Reaktion auf das gestörte Geräusch eine größere AUC; dieser Frequenzbereich ist im Spektrum stärker repräsentiert.

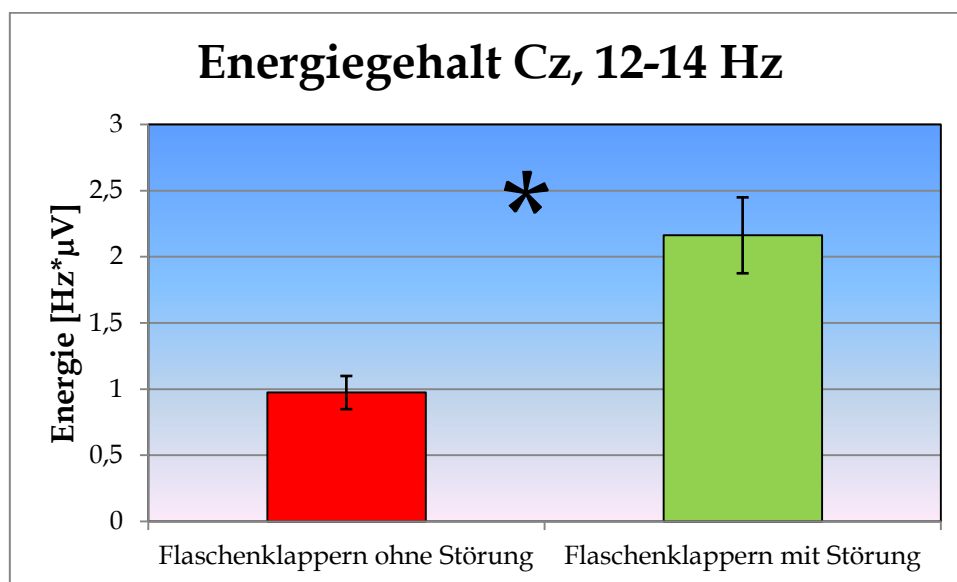


Abb. 5.11: Mittelwerte der Energie des Leistungsspektrums im Frequenzintervall 12-14 Hz, rot: AUC ( $\bar{x} = 0,974 \pm 0,231$  Hz\* $\mu$ V) des Leistungsspektrums auf das reine Flaschengeräusch grün: AUC ( $\bar{x} = 2,163 \pm 0,528$  Hz\* $\mu$ V) des Leistungsspektrums auf das gestörte Flaschengeräusch; jeweils mit 95%-Konfidenzintervall, y-Achse: Größe des Flächeninhaltes in [Hz\* $\mu$ V]

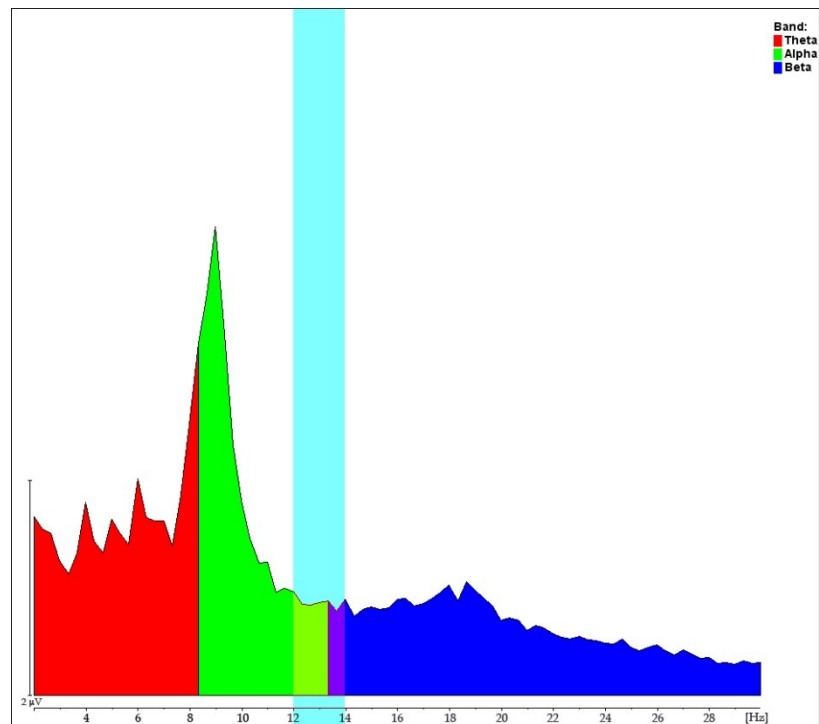


Abb. 5.12: Frequenzspektrum nach FFT (Cz-Elektrode) eines hörgeschädigten Industriearbeiters in Reaktion auf das ungestörte Geräusch einer Flaschenwaschanlage; x-Achse: Frequenz in [Hz], y-Achse: Amplitude in [ $\mu$ V], rot: Theta-Band, grün: Alpha-Band, blau: Beta-Band, türkis: untersuchter Frequenzbereich

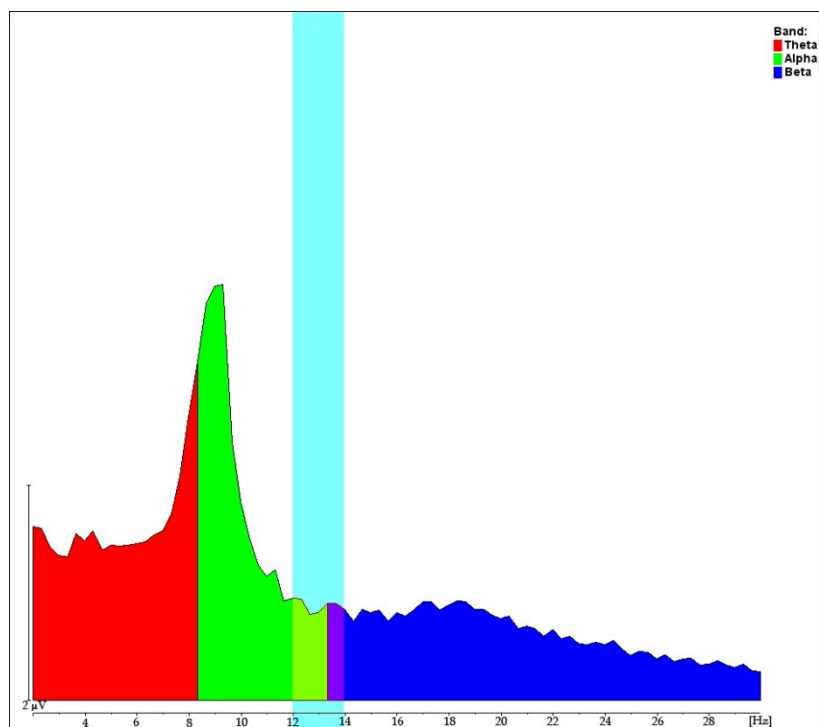


Abb. 5.13: Frequenzspektrum nach FFT (Cz-Elektrode) eines hörgeschädigten Industriearbeiters in Reaktion auf das mit Sinustönen gestörte Geräusch einer Flaschenwaschanlage; x-Achse: Frequenz in [Hz], y-Achse: Amplitude in [ $\mu$ V], rot: Theta-Band, grün: Alpha-Band, blau: Beta-Band, türkis: untersuchter Frequenzbereich

## 5.5 Vergleich zwischen Musikern und Industriearbeitern

Die ausführliche Auswertung der Daten der Musiker war Inhalt der Promotionsarbeit von Dr. Gregor Gentsch (Gentsch G 2010). Im Folgenden sind die zusammengefassten Ergebnisse sowie der Vergleich mit der Versuchsgruppe der Industriearbeiter dargestellt.

### 5.5.1 Vergleichende Peak-Analyse

Tabelle 5.4 fasst die Ergebnisse der Peakanalysen von Musikern und Industriearbeitern zusammen. Bei Ersteren fällt auf, dass die Komponente N1 in Antwort auf einen verstimzten Akkord signifikant ( $p < 0,01$ ) früher eintritt als bei einem reinen Akkord. Die Industriearbeiter zeigen in keiner Komponente einen signifikanten Unterschied. Die Abbildungen 5.14 und 5.15 beschreiben die Unterschiede in der N1-Latenz.

Tab. 5.4: Mittelwerte der Latenz in [ms] und Amplitude in [ $\mu$ V] (inkl. Standardabweichung) für N1 und P2 für Dreiklänge ab  $c^3$  (Paradigma 1 und 2) über zehn Musiker und 19 Industriearbeiter

\* markiert signifikanten ( $p < 0,01$ ) Unterschied zwischen reinem und verstimzten Akkord innerhalb des Paradigmas 1 für die N1-Latenz

^ markiert signifikanten ( $p < 0,01$ ) Unterschied zwischen reinem und verstimzten Akkord innerhalb des Paradigmas 2 für die N1-Latenz

	N1 Latenz [ms]	N1 Amplitude [ $\mu$ V]	P2 Latenz [ms]	P2 Amplitude [ $\mu$ V]
<b>Musiker, Paradigma 1</b>				
Standard (rein) n=150	112,53 $\pm$ 9,93	-12,35 $\pm$ 4,51	207,75 $\pm$ 15,68	7,43 $\pm$ 2,8
Deviant (verstimmt) n=50	*107,24 $\pm$ 12,5	-11,99 $\pm$ 5,27	205,35 $\pm$ 12,57	7,76 $\pm$ 2,85
<b>Musiker, Paradigma 2</b>				
Standard (verstimmt) n=150	^103,97 $\pm$ 9,01	-10,45 $\pm$ 3,32	200,96 $\pm$ 14,51	6,97 $\pm$ 3,29
Deviant (rein) n=50	111,01 $\pm$ 8,02	-10,75 $\pm$ 3,91	208,4 $\pm$ 19,25	6,97 $\pm$ 2,55
<b>Industriearbeiter, Paradig.1</b>				
Standard (rein) n=160	134,76 $\pm$ 7,05	-9,75 $\pm$ 2,45	228,26 $\pm$ 5,17	7,01 $\pm$ 2,83
Deviant (verstimmt) n=40	135,40 $\pm$ 6,48	10,72 $\pm$ 3,85	237,72 $\pm$ 22,39	7,26 $\pm$ 2,29
<b>Industriearbeiter, Paradig.2</b>				
Standard (verstimmt) n=160	128,88 $\pm$ 18,08	-12,42 $\pm$ 4,37	226,40 $\pm$ 19,76	9,82 $\pm$ 3,05
Deviant (rein) n=40	124,02 $\pm$ 38,10	-11,47 $\pm$ 3,77	218,82 $\pm$ 37,63	10,94 $\pm$ 3,76



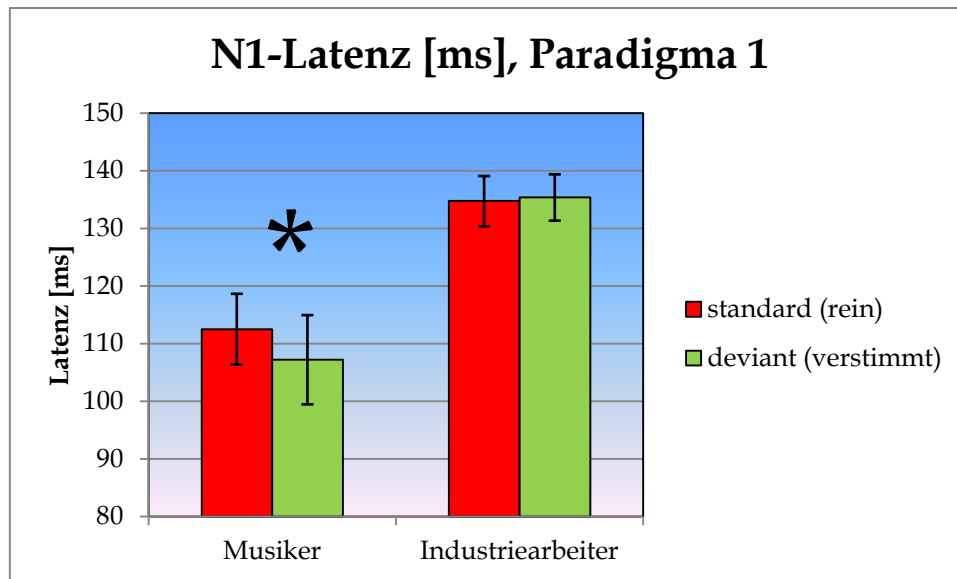


Abb. 5.14: Mittelwerte der Latenz von N1 in [ms] über zehn Musiker und zehn Industriearbeiter nach Applikation von Dreiklängen ab  $c^3$  im Paradigma 1; rot: Latenz von N1 ( $\bar{x} = 112,53 \pm 9,93$  ms (Musiker);  $\bar{x} = 134,76 \pm 7,05$  ms (Industriearbeiter)) in Reaktion auf einen reinen Akkord als Standard-Stimulus; grün: Latenz von N1 ( $\bar{x} = 107,24 \pm 12,5$  ms (Musiker);  $\bar{x} = 135,40 \pm 6,48$  ms (Industriearbeiter)) in Reaktion auf einen verstimzten Akkord als Deviant-Stimulus; jeweils mit 95%-Konfidenzintervall, y-Achse: Latenz in [ms]

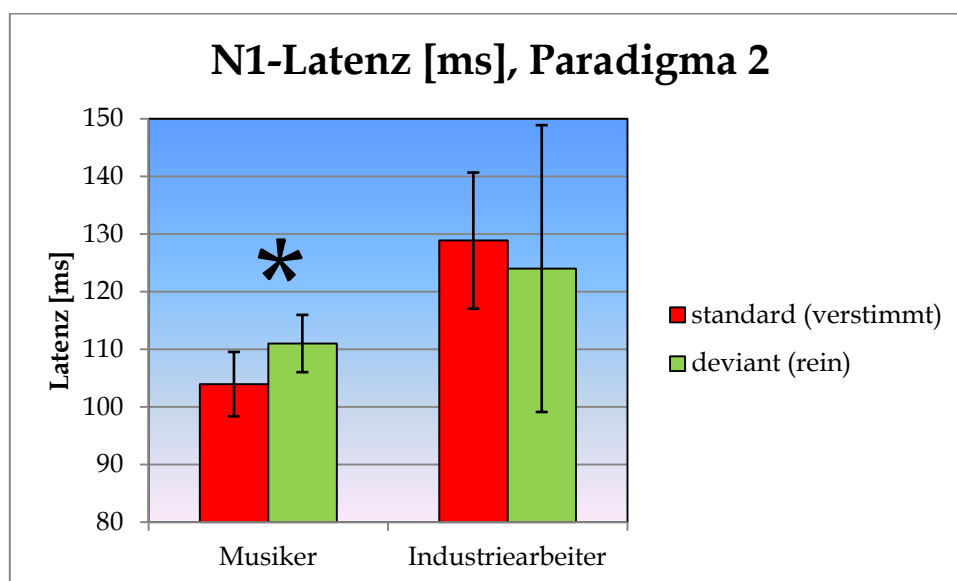


Abb. 5.15: Mittelwerte der Latenz von N1 in [ms] über zehn Musiker und neun Industriearbeiter nach Applikation von Dreiklängen ab  $c^3$  im Paradigma 2; rot: Latenz von N1 ( $\bar{x} = 103,97 \pm 9,01$  ms (Musiker);  $\bar{x} = 128,88 \pm 18,08$  ms (Industriearbeiter)) in Reaktion auf einen verstimzten Akkord als Standard-Stimulus; grün: Latenz von N1 ( $\bar{x} = 111,01 \pm 8,02$  ms (Musiker);  $\bar{x} = 124,02 \pm 38,10$  ms (Industriearbeiter)) in Reaktion auf einen reinen Akkord als Deviant-Stimulus; jeweils mit 95%-Konfidenzintervall, y-Achse: Latenz in [ms]

Für einen Vergleich aller AEP-Antworten der Musiker gegen die der Industriearbeiter wurden die Gesamtmittelwerte betrachtet. Dabei zeigte sich, dass die Antworten bei den Industriearbeitern signifikant ( $p < 0,05$ ) später auftraten als bei den Musikern. Die Amplituden wiesen keine signifikanten Unterschiede auf. Abbildung 5.16 beschreibt die erhaltenen Ergebnisse.

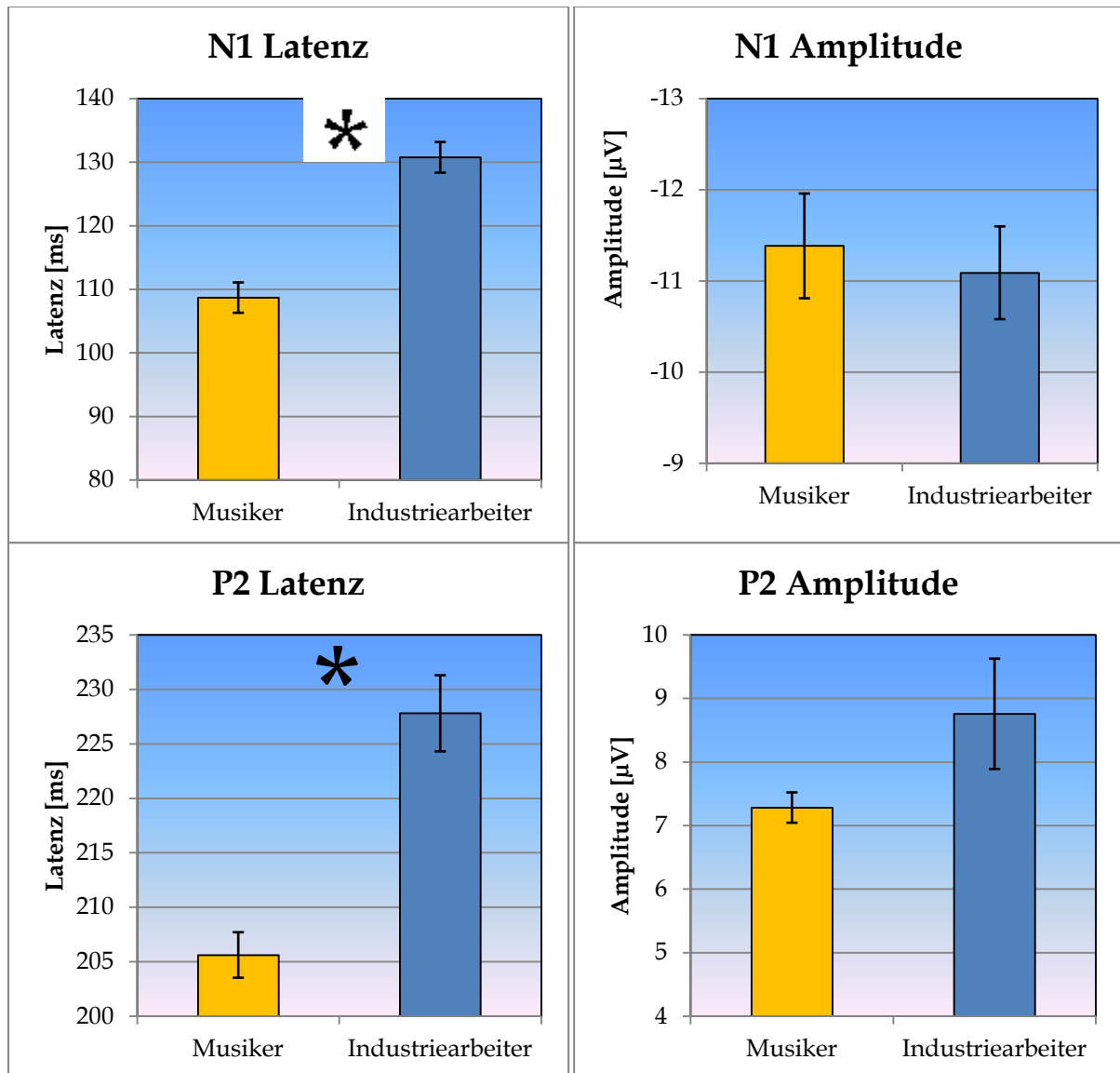


Abb. 5.16: Mittelwerte der vier untersuchten AEP-Komponenten-Parameter über alle Paradigmen und Stimuli (reine + verstimmte Dreiklänge),  
orange: Werte der Musiker (n=10)  
blau: Werte der Industriearbeiter (n=20)  
jeweils mit 95%-Konfidenzintervall, y-Achse: Latenz in [ms] bzw. Amplitude in [ $\mu$ V]

### 5.5.2 Vergleich der MMN

Analog zu den Industriearbeitern war bei den Musikern in beiden Paradigmen eine Mismatch Negativity nachweisbar. Abbildung 5.17 gibt einen Überblick über die ermittelten AUCs im Bereich von 260-350 ms bei den Industriearbeitern und 250-340 ms bei den Musikern.

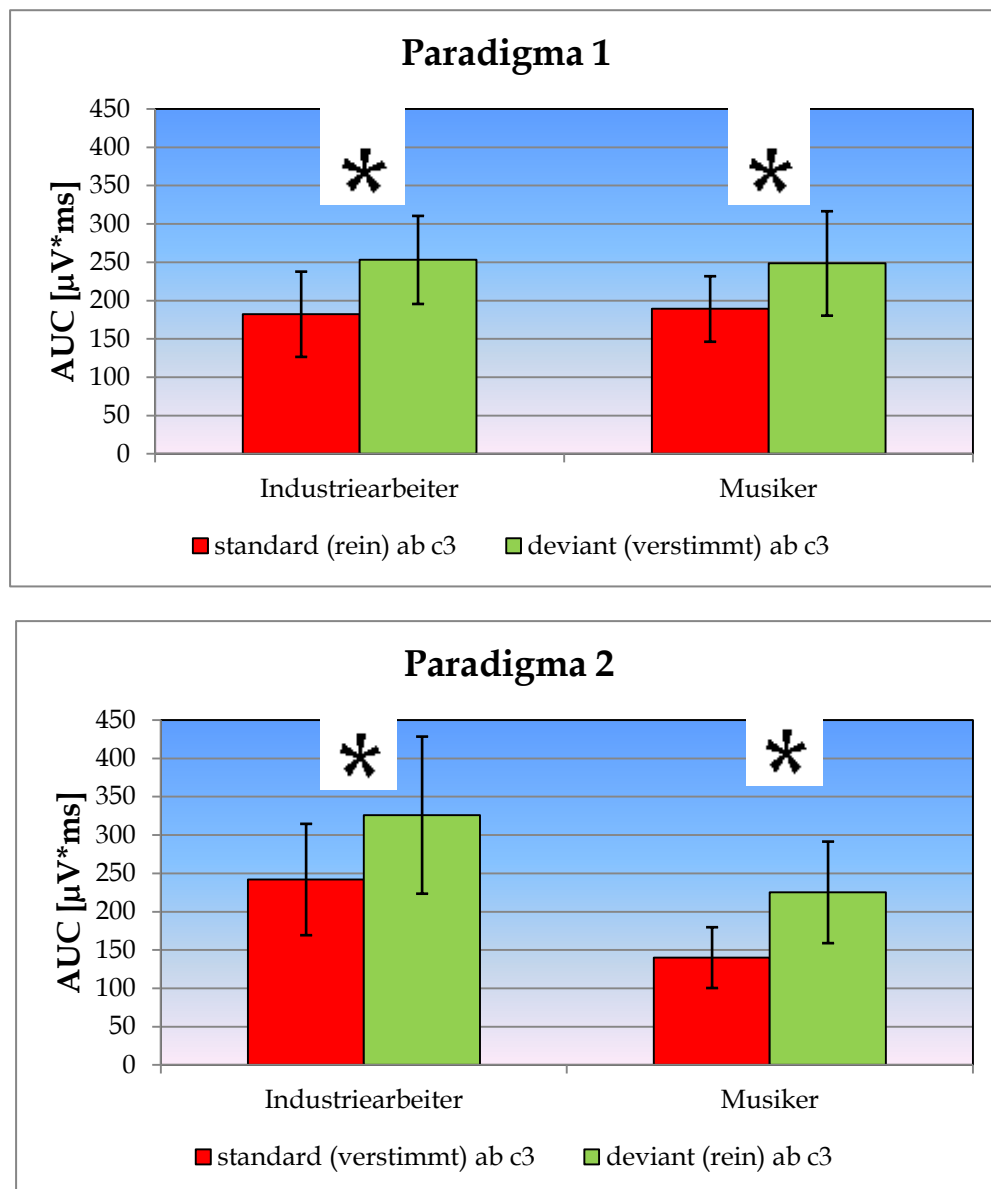


Abb. 5.17: Mittelwerte der AUC in den Zeitintervallen von 250-340 ms (Musiker, n=10) bzw. 260-350 ms (Industriearbeiter, Paradigma 1: n=10, Paradigma 2: n=9) in den AEPs beider Paradigmen,

rot: AUC der AEPs auf den Standard-Stimulus  
(Akkord in Grundstellung ab c<sup>3</sup>)

grün: AUC der AEPs auf den Deviant-Stimulus  
(Akkord in Grundstellung ab c<sup>3</sup>)

jeweils mit 95%-Konfidenzintervall, y-Achse: Größe des Flächeninhaltes in [ms\*μV]

### 5.5.3 Zusammenfassung der Ergebnisse

- I. Die Peakanalyse der AEP-Antworten der Industriearbeiter verdeutlicht, dass es keine signifikanten Unterschiede zwischen der Antwort auf einen reinen und der auf einen verstimzten Akkord gibt. Untersucht wurden dabei Latenz und Amplitude der Komponenten N1 und P2.
- II. Bei der Betrachtung der AUC der AEP-Antwort im Bereich von 260-350 ms konnte eine signifikante Mismatch Negativity nachgewiesen werden, wenn als Standard-Stimulus ein reiner und als Deviant-Stimulus ein verstimzter Akkord (Paradigma 1) appliziert wurden. Auch wenn Standard und Deviant vertauscht (Paradigma 2) waren, bestand ein signifikanter Unterschied zwischen den Flächen.
- III. Die Betrachtung der Peaks in der AEP-Antwort der Musiker zeigt einen signifikanten Unterschied in der Latenz von N1 in beiden Paradigmen. Ein verstimzter Akkord führt zu einer signifikant früheren Komponente N1.
- IV. In der vergleichenden Peakanalyse von Musikern gegenüber Industriearbeitern treten die Komponenten N1 und P2 signifikant früher bei den Musikern auf.
- V. Eine Mismatch Negativity konnte bei den Musikern in beiden Paradigmen signifikant nachgewiesen werden, analog zu den Industriearbeitern (siehe II.)
- VI. In der Analyse des EEG-Leistungsspektrums der Industriearbeiter als Antwort auf das Geräusch einer Flaschenwaschanlage ergeben sich signifikante Unterschiede zwischen einem reinen und einem gestörten Geräusch. Der Peak im Alphanband liegt bei gestörtem Geräusch bei einer signifikant höheren Frequenz und die AUC im Übergangsbereich zwischen Alpha- und Betaband (12-14 Hz) ist signifikant größer.

## 6 Diskussion

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit den EEG-Antworten schwerhöriger Industriearbeiter auf berufsfremde und berufsspezifische akustische Reize. Vergleichend wurden schwerhörige Berufsmusiker betrachtet. Auf eine Kontrollgruppe gleichaltriger, hörgesunder Probanden wurde verzichtet, da mittels der Messungen weder eine Schwerhörigkeit diagnostiziert noch objektiviert werden sollte. Ziel der Betrachtungen war der Vergleich der Verarbeitung von berufsspezifischen und berufsfremden Reizen in einer definierten Population.

Die Untersuchungen ergaben, dass berufsspezifische Reize eine Rolle spielen. Beide Gruppen zeigten bei diesen Versuchen, dass sie ihre berufsspezifischen Reize anders verarbeiten als berufsfremde. Im Folgenden sollen diese Beobachtungen diskutiert werden.

Die Auswahl der Probanden erfolgte auf Grundlage des HNO-ärztlichen Gutachtens, welches im Rahmen ihrer Betreuung durch die Berufsgenossenschaft erstellt wurde. Alle wiesen eine als Berufskrankheit anerkannte Lärmschwerhörigkeit auf. Ein weiteres Kriterium für die Eignung war die durchgeführte Anamnese. Es wurde darauf geachtet, dass keiner der Probanden musikalisch tätig ist, um sicherzustellen, dass es sich bei den musikalischen Stimuli um ungewohnte Reize handelt. Außerdem wurde die genaue Tätigkeit sowie deren Dauer ermittelt, um eine möglichst homogene Gruppe zu erhalten, für die das gleiche Geräusch als berufsspezifisch betrachtet werden konnte. Die Teilnahme an der Studie war freiwillig und konnte von den Probanden jederzeit ohne Angabe von Gründen abgebrochen werden.

Die Audiogramme sind bei allen zwanzig Industriearbeitern vergleichbar. Es besteht eine beidseitige Schwerhörigkeit von maximal 35 bzw. 37 dB und eine typische c5-Senke. Die maximale Hörschwellenverschiebung liegt bei 4 kHz. Im tieferfrequenten Bereich bis 2 kHz ist das Gehör normal bis leicht beeinträchtigt. Durch die Alterszusammensetzung von 38-63 Jahren ( $\bar{x} = 50,47$   $\tilde{x} = 51$ ) lässt es sich nicht sicher sagen, ob eine Presbyakusis die Ergebnisse im Hochtonbereich auslöst bzw. verändert hat. Die HNO-ärztlichen Gutachten sowie die einschlägige Literatur

(Burns W 1973), (Dieroff HG 1994), (Henderson D 1976), (Kryter KD 1970), (Feldmann H und Alberty Jo 2006) bestätigen hierbei das Normalbild einer Lärmschwerhörigkeit.

Die Arbeiten von Emmerich et. al (Emmerich E et al. 2000, Emmerich E et al. 2005) weisen nach, dass Industrielärm Schäden am Innenohr von Meerschweinchen verursachen kann. In diesen Studien wurde der in den Betrieben aufgenommene Lärm als Stimulus verwendet. Um Schlüsse auf die Veränderungen beim Menschen zu ziehen, orientierte sich diese Studie an jenen Untersuchungen und verwandte ebenfalls aufgezeichneten Originallärm. Das Geräusch der Maschinen wurde mit 65 dB SPL appliziert. Im Hinblick auf die Audiogramme ist zu erkennen, dass bei diesem Pegel eine über alle Frequenzen überschwellige Reizung stattfand.

Bei der Auswahl des Störgeräusches war es wichtig, einen möglichst genauen Fehlklang der Flaschenwaschmaschine zu simulieren.

Die hier gezeigten Ergebnisse der Industriearbeiter wurden mit denen der Berufsmusiker verglichen. Die Durchführung und Auswertung dieser Gruppe war Inhalt der Arbeit von Dr. Gregor Gentsch (Gentsch G 2010). Die Musiker hörten als berufsspezifische Reize die gleichen Akkorde, die den Industriearbeitern in dieser Arbeit appliziert wurden. Gleicher Versuchsaufbau und gleich Messtechnik lieferten die Grundlage für einen Vergleich der Ergebnisse.

Mit Klavierakkorden wurde ein akustischer Stimulus eingesetzt, der anders als Standardreize (Pieptöne, Klicks, Sprache), die Besonderheiten des Musikerberufes berücksichtigt und somit eine klare Trennung von Berufsspezifität und -unspezifität vornimmt. Die Reizung mit veränderten Klavierakkorden wurden bereits in anderen Arbeiten angewandt (Koelsch S, Schroger E und Tervaniemi M 1999), (Lutkenhoner B, Seither-Preisler A und Seither S 2006), (Pantev C et al. 1998). Sie lieferte in den AEP-Antworten das erwartete Signal für die späten Komponenten. Die N1-Antworten lagen im Mittel bei ca. 129 ms. Die Lehrbuchmeinung vertritt einen Wert von ca. 100 ms auf Standardreize. Die erhaltenen Latenzen scheinen zu groß zu sein. Hyde (1997) gibt die AEP-N1-Latenz zwischen 100 und 200 ms an und Shahin et al. (2003) findet die N1-Latenz seiner Musiker auf Standardtöne bei 138 ms. Die

erhaltenen Werte liegen in diesem Bereich, woraus sich schlussfolgern lässt, dass sie mit den Standardwerten anderer Arbeiten vergleichbar sind.

In den unter 4.2 beschriebenen Paradigmen fanden die Untersuchungen der kortikalen Antworten auf reine und verstimmte Töne statt. Die Peakanalyse umfasste die Latenzen und Amplituden der Komponenten N1 sowie P2. In der Gruppe der Industriearbeiter zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen verstimmten und reinen Tönen. Eine Befragung der 20 Probanden ergab, dass es keinem möglich war, einen verstimmten Ton subjektiv zu erkennen. Die fehlende Änderung der kortikalen Antwort kann als objektives Korrelat dieser Aussage verstanden werden.

In den beiden Paradigmen bei der Vergleichsgruppe der Musiker zeigt sich eine Änderung in der Latenz von N1. Ist der applizierte Akkord verstimmt, tritt die N1-Antwort signifikant früher ein. Laut Gentsch (2010) gibt es bis dato keine Publikationen, die dieselbe Beobachtung beschreiben, was eine weitere Erforschung nötig macht.

Betrachtet man diese beiden unterschiedlichen Ergebnisse von Industriearbeitern und Musikern unter dem Gesichtspunkt der Reizspezifität, so lässt sich sagen, dass es in der kortikalen Verarbeitung des musikalischen Reizes einen messbaren Unterschied zwischen beiden Gruppen gibt. Dieses Ergebnis kann darauf hindeuten, dass die Musiker durch ihr berufsbedingtes, auditorisches Training ein besseres Diskriminationsvermögen für ihre spezifischen Reize erlernt haben.

Die Betrachtung aller gemessenen und gemittelten Latenzen von N1 und P2, also unabhängig von der Reinheit der Töne, ergab, dass bei Musikern sowohl N1 als auch P2 signifikant früher als bei den Industriearbeitern auftraten. Es finden sich kaum Arbeiten, in denen Latenzunterschiede beschrieben werden. Santos Filha VA und Matas CG (2010) und Jacobson GP et al. (1996) berichten von Erhöhung in den Latenzen von N1 und P2 bei Tinnituspatienten. Demgegenüber ergab die Studie von Attias (Attias J et al. 1993) keine Veränderungen bei Tinnituspatienten im N1-P2-Komplex. In Bezug auf diese Untersuchung ist festzustellen, dass in beiden Gruppen ca. 30 % der Probanden einen Tinnitus aufweisen. Eventuelle Latenzsteigerungen

aufgrund eines Tinnitus müssten beide Gruppen gleichermaßen betreffen, weswegen dies als Ursache ausgeschlossen werden kann. Altman (Altman JA und Vaitulevich SF 1990) stellte fest, dass die N1-Latenz bei Frauen kleiner ist. Des Weiteren stellten Wunderlich et. al (2006) fest, dass der N1-P2-Komplex vom Reifungsgrad des Gehirns und somit vom Alter des Probanden abhängig ist (Wunderlich JL und Cone-Wesson BK 2006). Die hier untersuchten Gruppen bestanden zu 100 Prozent aus Männern und weisen einen ähnlichen Altersschnitt auf. Die Faktoren Geschlecht und Alter scheiden damit als Ursachen für die Latenzverschiebung aus. In dem Review von Näätänen R et al. (1987) ist nachzulesen, dass die N1-Latenz mit sinkender Reizintensität steigt. Diese Beobachtung ist verstärkt bei tonalen Stimuli festzustellen. In Bezug auf die Untersuchung kann dies bedeuten, dass der gleiche Reiz bei Berufsmusikern aufgrund ihres Trainings als intensiver erkannt und weitergeleitet wird als bei den Industriearbeitern. Das spricht dafür, dass der berufsspezifische Reiz kortikal anders verarbeitet wird als der unspezifische.

Neben dem N1/P2-Komplex lag das Augenmerk der Arbeit auf der Untersuchung der Mismatch Negativity. Deren Untersuchung erfolgte über die Ermittlung der Fläche unter der Kurve. In den Vorbetrachtungen wurde bei den Industriearbeitern der Zeitraum von 260-350 ms integriert. Demgegenüber wird in der Literatur als typisch der Bereich von 150 ms bis 250 ms angegeben (Näätänen R et al. 2007). Das spätere Eintreten kann durch die Verwendung von komplexen Klavierakkorden anstelle von Standardreizen verursacht sein. Hier liefert die Literatur gegensätzliche Meinungen. Während Ceponiene R et al. (2002) und Wunderlich JL und Cone-Wesson BK (2001) der Ansicht sind, komplexe auditorische Stimuli erzeugen eine kürzere Latenz der MMN, fanden Koelsch S und Mulder J (2002) das Maximum der MMN auf Akkorde bei 250ms. Korpilahti P et al. (2001) verwendeten Wörter als Stimuli und fanden die MMN bei ihren Probanden mitunter bei 400 – 450 ms.

Bei der Gruppe der Industriearbeiter konnte in den Ableitungen nach beiden Paradigmen mit Klavierakkorden beim Deviant-Reiz eine signifikant größere AUC und somit eine MMN nachgewiesen werden. Die Beobachtungen zeigen, dass ein Diskriminationsvermögen trotz Schwerhörigkeit vorhanden ist. Dieses Ergebnis



deckt sich mit anderen Arbeiten, die sich mit MMNs bei Nicht-Musikern beschäftigen (Lopez L et al. 2003, Pantev C et al. 2003). Die von Gentsch untersuchten Musiker weisen ebenso in beiden Paradigmen eine Mismatch Negativity auf. Beide Gruppen zeigen damit ihre Diskriminationsfähigkeit für physikalisch unterschiedliche Stimuli. Sie weisen dieselben Voraussetzungen für die Verarbeitung der Klavierakkorde auf.

Durch die fehlende Rückmeldung von sieben Studienteilnehmern und die stimulusbedingte Einschränkung der Verwertbarkeit aller Daten – nur die Daten der Arbeiter an Flaschenwaschmaschinen flossen ein – reduzierte sich die Anzahl der auswertbaren Probanden auf neun. Durchführung und Auswertung dieser zweiten Serie erfolgte unabhängig von der ersten. Desweiteren erfolgte kein direkter Vergleich von Daten der beiden Serien. Die reduzierte Probandenzahl bedingte trotzdem eine geringere Aussagekraft der zweiten Versuchsreihe.

Die Untersuchung der kortikalen Antworten der Industriearbeiter auf ihre berufsspezifischen Reize erfolgte anhand der Spektralanalyse des EEGs. Zum Nachweis eines Arousals bei den Probanden in Reaktion auf die gestörten Maschinengeräusche wurden zwei Parameter betrachtet. Im Alphaband der Antwort findet sich ein charakteristischer Peak bei 10-11 Hz, auch PAF (peak alpha frequency) genannt (Angelakis E et al. 2007). Wie von Klimesch (1993) beschrieben, deutet eine Steigerung dieser Frequenz auf eine kortikale Arousal-Reaktion und somit auf eine Erhöhung der Aufmerksamkeit hin (Klimesch W, Schimke H und Pfurtscheller G 1993). Die PAF wurde bei den Industriearbeitern auf Frequenz und Amplitude analysiert. Es fällt auf, dass sie in der EEG-Antwort auf das Flaschengeräusch mit Störsignalen signifikant höher liegt. Dies bedeutet eine gesteigerte Aufmerksamkeit bzw. eine Arousalreaktion. Das heißt, die Industriearbeiter nahmen die Störgeräusche wahr und zeigten eine kortikale Reaktion.

Der zweite untersuchte Parameter war der Übergang zwischen Alpha- und Betaband im Bereich von 12-14 Hz. In mehreren Studien wurde gezeigt, dass eine Desynchronisation im oberen Alphabereich (10-13,5 Hz) mit sensorisch-semantischen Prozessen in Beziehung steht (Klimesch W et al. 1997), (Klimesch W, Schimke H und

Schwaiger J 1994). Bei der in dieser Arbeit untersuchten Erkennung der Störsignale handelt es sich um einen solchen Prozess. Anhand des Energiegehalts im Leistungsspektrum wurden die kortikalen Aktivitäten bei reinem und gestörtem Maschinengeräusch ermittelt und miteinander verglichen. Die beobachtete Erhöhung bei gestörtem Industriegeräusch spricht für eine Verschiebung der EEG-Aktivität in Richtung Betaband und damit einer gesteigerten Aufmerksamkeit. Dies bedeutet eine kortikale Verarbeitung der Störsignale und ein objektives Korrelat zum Erkennen.

Die Entscheidung, die Reaktionen mittels der Spektralanalyse und nicht mit späten akustisch evozierten Potentialen zu objektivieren, fiel aufgrund der Eigenschaften der Stimuli. Der berufsspezifische Reiz des ungestörten bzw. gestörten Flaschenklapperns ist zu komplex, um eine Betrachtung von isolierten akustisch evozierten Potentialen zu ermöglichen.

## 7 Schlussfolgerungen

Die beiden untersuchten Probandengruppen weisen eine vergleichbare Innenohrschwerhörigkeit auf, die durch berufliche Lärmbelastung verursacht wurde. In der Ausübung ihrer Tätigkeit ist es für beide Berufsgruppen die Fähigkeit zur Diskriminierung akustischer Reize wichtig. Die durchgeführten Experimente untersuchten die kortikalen Reaktionen auf berufsspezifische akustische Reize.

Trotz ihrer Hörminderung riefen die Dreiklänge bei den Industriearbeitern eine kortikale Antwort hervor. Analog zu den Musikern spiegelte sich diese in Form einer signifikanten Mismatch Negativity wider. Sie trat sowohl im Falle eines reinen als auch eines verstimmten Standard-Reizes auf, was belegt, dass eine Diskriminationsfähigkeit zwischen reinen und verstimmten Dreiklängen bei den Industriearbeitern besteht. Die Untersuchung der AEP-Antworten ließ allerdings keinerlei Unterschiede in der Verarbeitung der Reize erkennen. Auch subjektiv war es den Arbeitern nicht möglich, die Stimuli voneinander zu trennen. Bei den Musikern traten die AEP-Antworten signifikant früher auf und signifikante Unterschiede in der Verarbeitung von verstimmten und reinen Dreiklängen waren deutlich erkennbar. Den Musikern gelang es außerdem, die Töne subjektiv auseinander zu halten.

Ein ungewohntes bzw. gestörtes Maschinengeräusch verursachte im Leistungsspektrum des EEGs von mit der Maschine vertrauten Arbeitern signifikante Änderungen in Form einer Reaktion gesteigerter Aufmerksamkeit.

Die Ergebnisse verdeutlichen, dass es den beiden Berufsgruppen möglich ist, trotz bestehender Innenohrschwerhörigkeit Änderungen in durch ihre Tätigkeit erlernten akustischen Reizen genau zu identifizieren.

Als Ursache kann man eine durch das Training und neuroplastische Effekte verursachte Erlernung der Reize sehen, die den Hörschaden teilweise kompensiert.

Was kann so eine Kompensation bedeuten? Sie führt uns zu der These, dass die klassischen Hörprüfungen möglicherweise ein unzutreffendes oder sogar falsches

Bild abliefern. Um eine wirkliche Vorstellung des ganzen Ausmaßes einer Schwerhörigkeit zu bekommen, bietet sich eine Ergänzung der Testverfahren um berufsspezifische Hörprüfungen an. Diese müssen aber noch entwickelt und validiert werden, worin ein Ziel der zukünftigen Forschung auf dem Gebiet der Schwerhörigkeit liegen sollte.

## Literatur- und Quellenverzeichnis

- Altman JA, Vaitulevich SF. 1990. Auditory image movement in evoked potentials. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 75: 323-333.
- Angelakis E, Stathopoulou S, Frymiare JL, Green DL, Lubar JF, Kounios J. 2007. EEG neurofeedback: a brief overview and an example of peak alpha frequency training for cognitive enhancement in the elderly. *Clinical Neuropsychology*, 21: 110-129.
- Attias J, Urbach D, Gold S, Shemesh Z. 1993. Auditory event related potentials in chronic tinnitus patients with noise induced hearing loss. *Hearing Research*, 71: 106-113.
- Berghaus A. 1996. Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde  
100 Synopsen, 65 Tabellen.
- Bibliographisches Institut & F. A. Brockhaus. 2009. Duden 01. Die deutsche Rechtschreibung. 25., vollständig neu bearb. und erw. Auflage
- Boenninghaus HG, Lenarz T. 2007. Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde  
13. Auflage
- Burkard RF. 2007. Auditory evoked potentials basic principles and clinical application.
- Burns W. 1973. Noise and man. John Murray Publishers Ltd. 2. ed
- Ceponiene R, Yaguchi K, Shestakova A, Alku P, Suominen K, Naatanen R. 2002. Sound complexity and 'speechness' effects on pre-attentive auditory discrimination in children. *International Journal of Psychophysiology*, 43: 199-211.
- Dieroff HG. 1994. Lärmschwerhörigkeit  
mit 21 Tabellen. 3., völlig überarb. und erw. Auflage
- Ebner A, Bast T. 2011. EEG  
8 Tabellen. 2., aktualisierte und erw. Auflage
- Emmerich E, Richter F, Linss V, Linss W. 2005. Frequency- specific cochlear damage in guinea pig after exposure to different types of realistic industrial noise. *Hearing Research*, 201: 90-98.
- Emmerich E, Richter F, Reinhold U, Linss V, Linss W. 2000. Effects of industrial noise exposure on distortion product otoacoustic emissions (DPOAEs) and hair cell

- loss of the cochlea - long term experiments in awake guinea pigs. *Hearing Research*, 148: 9-17.
- Feldmann H, Albery Jo. 2006. Das Gutachten des Hals-Nasen-Ohren-Arztes  
29 Tabellen. 6., überarb. und aktualisierte Auflage
- Gentsch G. 2010. *Differenzierung reiner und verstimmter Akkorde bei hörgeschädigten Berufsmusikern - Eine Analyse akustisch evozierter Potentiale* Dissertation, Medizinische Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität Jena
- Geisler CD, Frishkopf LS, Rosenblith WA. 1958. Extracranial responses to acoustic clicks in man. *Science*, 128: 1210-1211.
- Hellbrück J. 1993. Hören  
Physiologie, Psychologie und Pathologie.
- Henderson D, Symposium on the Effects of Noise on Hearing. 1976. Effects of noise on hearing, New York: Raven Press
- Jacobson GP, Calder JA, Newman CW, Peterson EL, Wharton JA, Ahmad BK. 1996. Electrophysiological indices of selective auditory attention in subjects with and without tinnitus. *Hearing Research*, 97: 66-74.
- Jewett DL, Williston JS. 1971. Auditory-evoked far fields averaged from the scalp of humans. *Brain*, 94: 681-696.
- Kaukoranta E, Sams M, Hari R, Hamalainen M, Naatanen R. 1989. Reactions of human auditory cortex to a change in tone duration. *Hearing Research*, 41: 15-21.
- Klimesch W, Doppelmayr M, Pachinger T, Ripper B. 1997. Brain oscillations and human memory: EEG correlates in the upper alpha and theta band. *Neuroscience Letters*, 238: 9-12.
- Klimesch W, Schimke H, Pfurtscheller G. 1993. Alpha frequency, cognitive load and memory performance. *Brain Topography*, 5: 241-251.
- Klimesch W, Schimke H, Schwaiger J. 1994. Episodic and semantic memory: an analysis in the EEG theta and alpha band. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 91: 428-441.
- Klinke R, Silbernagl S, Bauer C. 2001. Lehrbuch der Physiologie  
55 Tabellen. 3., vollst. überarb. Auflage
- Koelsch S, Mulder J. 2002. Electric brain responses to inappropriate harmonies during listening to expressive music. *Clinical Neurophysiology*, 113: 862-869.
- Koelsch S, Schroger E, Tervaniemi M. 1999. Superior pre-attentive auditory processing in musicians. *Neuroreport*, 10: 1309-1313.

- Korpilahti P, Krause CM, Holopainen I, Lang AH. 2001. Early and late mismatch negativity elicited by words and speech-like stimuli in children. *Brain and Language*, 76: 332-339.
- Kryter KD. 1970. The effects of noise on man.
- Lehnhardt E, Laszig R, Hesse G. 2009. Praxis der Audiometrie  
8 Tabellen. 9., vollst. überarb. Auflage
- Lopez L, Jurgens R, Diekmann V, Becker W, Ried S, Grozinger B, Erne SN. 2003. Musicians versus nonmusicians - A neurophysiological approach. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 999: 124-130.
- Lutkenhoner B, Seither-Preisler A, Seither S. 2006. Piano tones evoke stronger magnetic fields than pure tones or noise, both in musicians and non-musicians. *NeuroImage*, 30: 927-937.
- Michels U. 2001. Systematischer Teil  
Musikgeschichte von den Anfängen bis zur Renaissance. Orig.-Ausg., 20., durchges. u. aktual. Auflage
- Näätänen R, Paavilainen P, Alho K, Reinikainen K, Sams M. 1987. The mismatch negativity to intensity changes in a auditory stimulus sequence. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. Supplement*, 40: 125-131.
- Näätänen R, Paavilainen P, Rinne T, Alho K. 2007. The mismatch negativity (MMN) in basic research of central auditory processing: a review. *Clinical Neurophysiology*, 118: 2544-2590.
- Näätänen R, Pakarinen S, Rinne T, Takegata R. 2004. The mismatch negativity (MMN): towards the optimal paradigm. *Clinical Neurophysiology*, 115: 140-144.
- Näätänen R, Simpson M, Loveless NE. 1982. Stimulus deviance and evoked potentials. *Biological Psychology*, 14: 53-98.
- Paavilainen P, Karlsson ML, Reinikainen K, Naatanen R. 1989. Mismatch negativity to change in spatial location of an auditory stimulus. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 73: 129-141.
- Pantev C, Oostenveld R, Engelien A, Ross B, Roberts LE, Hoke M. 1998. Increased auditory cortical representation in musicians. *Nature*, 392: 811-814.
- Pantev C, Ross B, Fujioka T, Trainor LJ, Schulte M, Schulz M. 2003. Music and learning-induced cortical plasticity. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 999: 438-450.
- Pickles JO. 2008. An introduction to the physiology of hearing. Academic Press. 3. ed

- Picton TW, Hillyard SA, Krausz HI, Galambos R. 1974. Human Auditory Evoked-Potentials .1. Evaluation of Components. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 36: 179-190.
- Plinkert PK, Zenner HP. 1992. Sprachverständnis und otoakustische Emissionen durch Vorverarbeitung des Schalls im Innenohr. *HNO*, 40: 111-122.
- Plontke S, Zenner HP. 2004. Aktuelle Gesichtspunkte zu Hörschäden durch Berufs- und Freizeitlärm. *Laryngo-Rhino-Otologie*, 83 Suppl. 1: 122-164.
- Probst R, Lonsbury-Martin BL, Martin GK. 1991. A review of otoacoustic emissions. *Journal of the Acoustical Society of America*, 89: 2027-2067.
- Probst R, Rosanowski F. 2008. Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde  
58 Tabellen ;. 3., korrigierte und aktualisierte Auflage
- Raphael Y, Altschuler RA. 2003. Structure and innervation of the cochlea. *Brain Research Bulletin*, 60: 397-422.
- Rasmussen GL. 1946. The olivary peduncle and other fiber projections of the superior olivary complex. *Journal of Comparative Neurology*, 84: 141-219.
- Reiß M. 2009. Facharztwissen HNO-Heilkunde  
differenzierte Diagnostik und Therapie ; mit 142 Tabellen.
- Sams M, Hamalainen M, Antervo A, Kaukoranta E, Reinikainen K, Hari R. 1985. Cerebral neuromagnetic responses evoked by short auditory stimuli. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 61: 254-266.
- Sams M, Kaukoranta E, Hamalainen M, Naatanen R. 1991. Cortical activity elicited by changes in auditory stimuli: different sources for the magnetic N100m and mismatch responses. *Psychophysiology*, 28: 21-29.
- Santos Filha VA, Matas CG. 2010. Late Auditory evoked potentials in individuals with tinnitus. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, 76: 263-270.
- Sataloff RT und Sataloff J. 2005. Hearing Loss. Fourth Edition. (Taylor & Francis, Boca Raton)
- Schandry R. 1998. Lehrbuch Psychophysiologie  
Körperliche Indikatoren psychischen Geschehens. Studienausgabe
- Strutz Jo, Arndt O. 2001. Praxis der HNO-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie  
275 Tabellen.
- Ulrich J, Hoffmann E. 2007. Hörakustik - Theorie und Praxis. 1. Aufl.
- World Health Organization Europe. 2011. *Burden of disease from environmental noise. Quantification of healthy life years lost in Europe*



Wunderlich JL, Cone-Wesson BK. 2001. Effects of stimulus frequency and complexity on the mismatch negativity and other components of the cortical auditory-evoked potential. *Journal of the Acoustical Society of America*, 109: 1526-1537.

Wunderlich JL, Cone-Wesson BK. 2006. Maturation of CAEP in infants and children: a review. *Hearing Research*, 212: 212-223.

Zenner HP. 1994. Hören  
Physiologie, Biochemie, Zell- und Neurobiologie ; 5 Tabellen.

## Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich,

- dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,
- ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,
- mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben:
  - Frau Dr. E. Emmerich
  - Herr Prof. Dr. F. Richter
- die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde,
- dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,
- dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe,
- und dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, 20.11.2012

Markus Engelmann, Verfasser

## Lebenslauf

### Persönliche Daten

.....

Name	Markus Engelmann
Geburtsdatum	16. November 1985
Geburtsort	Rodewisch/Vogtland
Familienstand	ledig

### Schulausbildung

.....

1992 - 1996	Friedrich-Schiller-Grundschule Rodewisch
1996 - Juli 2004	Johann-Heinrich-Pestalozzi-Gymnasium Rodewisch; Abschluss: Abitur

### Studium

.....

Oktober 2005 – Mai 2012	Studium der Medizin an der Friedrich-Schiller-Universität Jena
September 2007	Ablegen des Ersten Abschnitts der Ärztlichen Prüfung
Mai 2012	Ablegen des Zweiten Abschnitts der Ärztlichen Prüfung

### Beruf

.....

seit September 2012	Assistenzarzt in der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie des Robert-Koch-Krankenhauses Apolda
---------------------	---

### Sonstige Tätigkeiten

.....

August 2004–Mai 2005	Zivildienst in der Krankenhausapotheke des Klinikums Obergöltzsch Rodewisch
Oktober–Dezember 2007	Wissenschaftliche Hilfskraft im Institut für Anatomie der FSU Jena
November 2007–Dezember 2010	Wissenschaftliche Hilfskraft im Institut für Neuro- und Sinnesphysiologie der FSU Jena
März 2008 – Dezember 2010	Studentische Hilfskraft auf der Intensivstation der Klinik für Kardiologie des Universitätsklinikums Jena

Jena, 20.11.2012

## Danksagung

Mein Dank gilt allen, die mir während der Entstehung dieser Arbeit mit Rat und Tat zur Seite standen und somit deren Fertigstellung erst ermöglichten.

Frau Dr. Edeltraut Emmerich und Herrn Prof. Dr. Frank Richter gebührt mein besonderer Dank für die menschlich wie auch fachlich ausgezeichnete Betreuung. Sie eröffneten mir zahlreiche Möglichkeiten, meine fachlichen Kompetenzen zu erweitern und halfen mir durch ihre wertvollen Anregungen und ihre konstruktive Kritik.

Die Teams des Instituts für Neuro- und Sinnesphysiologie und der BGN Erfurt gewährleisteten immer ein entspanntes und professionelles Umfeld für einen reibungslosen Ablauf der Versuche. Dafür bedanke ich mich ganz herzlich. Frau Jana Struppert möchte ich besonders für ihre Unterstützung bei Aufbau und Durchführung der Messungen und die vielen ermunternden Gespräche danken.

Den zwanzig Probanden danke ich für ihre Zeit und Bereitschaft, sich für die Messungen zur Verfügung zu stellen und somit die Grundlagen für die Untersuchungen zu liefern.

Nicht zuletzt gilt mein Dank meinen Eltern und Großeltern, die mich durch ihr persönliches Interesse an der Arbeit und deren Fortschritt regelmäßig motivierten und somit die Fertigstellung beschleunigten.